

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Vojenská tělovýchova

**Vliv silového tréninku na fyzickou připravenost dolních
končetin při dopadu se zátěží a bez ní u vojenského personálu.**

Disertační práce

Vedoucí práce:

plk. doc. PhDr. Michal Vágner, Ph.D.

Vypracoval:

mjr. Mgr. Vladan Oláh

Konzultant práce:

Mgr. Vít Třebický, Ph.D.

Praha, říjen, 2025

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem tuto disertační práci vypracoval pod vedením svého školitele a konzultanta, a stvrzuji, že tato disertační práce je reprezentací mé práce. Nebyla dříve zahrnuta do disertační práce předložené této ani jiné instituci za účelem získání titulu nebo jiné kvalifikace.

V Praze, dne

.....

.....

podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Velmi děkuji svému školiteli Michalovi Vágnerovi za odborné vedení a cenné podněty, které mi pomáhaly v průběhu mého doktorského studia. Jsem hluboce vděčný svému konzultantovi Vítu Třebickému za jeho trpělivost, odborné rady a neocenitelnou pomoc při statistické analýze a přípravě rukopisů. Jeho nasazení a podpora pro mě byly klíčové a nesmírně si jich vážím. Můj upřímný dík patří také Janu Malečkovi, jeho cenné rady během studia byly nedílnou součástí mého studijního růstu.

Rád bych poděkoval své manželce Dominice a dceři Malvíně za jejich neochvějnou podporu, trpělivost a motivaci, které pro mě byly během mého akademického snažení a psaní této disertační práce nepostradatelné.

Na závěr vyslovuji hluboké poděkování všem participantům, kteří se podíleli na projektu. Jejich trpělivost a ochota zapojit se do náročných protokolů umožnily předložení výsledků této disertační práce.

ABSTRAKT

Název disertační práce:

Vliv silového tréninku na fyzickou připravenost dolních končetin při dopadu se zátěží a bez ní u vojenského personálu

Dolní končetiny patří u vojenského personálu k často zatěžovaným segmentům pohybového aparátu, zejména při dopadech z výšky a při manipulaci s nesenou výstrojí a výzbrojí. Dlouhodobé působení těchto zátěží může měnit biomechaniku pohybu a zvyšovat riziko bezkontaktních muskuloskeletálních poranění. Specifickým pohybovým programem zaměřeným na rozvoj svalové síly a neuromuskulární kontroly dolních končetin lze zlepšit schopnost tlumit dopadové síly, optimalizovat biomechaniku dopadu a snížit riziko přetížení pohybového aparátu. Proto jsme navrhli a experimentálně ověřili vliv šestitýdenního specifického pohybového programu, zaměřeného na rozvoj síly dolních končetin a kontrolu pohybu při dopadu. Program byl koncipován tak, aby byl proveditelný v podmínkách vojenského prostředí bez potřeby posilovny nebo specializovaného vybavení.

Do projektu bylo zařazeno 63 mužů z vojenského prostředí, rozdělených na intervenční ($n = 44$) a kontrolní skupinu ($n = 19$). Ve fázích před a po intervenci jsme hodnotili tyto proměnné: jedno opakovací maximum zadního dřepu (1RM BS), funkční poměr hamstrink–kvadriceps (H/Q), izometrický poměr adduktorů–abduktorů (AD/AB), ukazatele tělesného složení, zahrnující subtotální beztukovou hmotu (Subtot lean), celkový podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat) a celotělovou minerální hustotu kostní tkáně (Wbtot BMD). Kinetické parametry dopadu zahrnovaly maximální vertikální reakční sílu (Pk vGRF) a čas do stabilizace vertikální reakční síly (TTS vGRF). Kinematické hodnocení zahrnovalo rozsah kolenní flexe a dynamický valgus kolenního kloubu (DVK) při testu "Drop landing" z výšek 50 a 75 cm, provedeném se zátěží 21,45 kg i bez ní. Intervenční skupina absolvovala šestitýdenní program (3× týdně) zahrnující šest cviků s využitím vlastní tělesné hmotnosti. Zátěž byla v průběhu programu postupně zvyšována přidáním balistické vesty nebo vojenského batohu v souladu se zásadami postupné adaptace.

V intervenční skupině došlo ke statisticky rozlišitelnému poklesu Pk vGRF ($-16,7\%$; $|d| = 1,28$), nárůstu 1RM BS ($+5,8\%$; $|d| = 1,77$), zmenšení úhlu kolenní flexe

($-6,3\%$; $|d| = 0,71$) a v nesouladu s předpokládaným trendem ke zvýšení TTS vGRF ($+13,4\%$; $|d| = 0,78$). DVK celkově nevykazoval změny, avšak u pravé dolní končetiny nastal statisticky rozlišitelný posun směrem k neutrálnější ose ($\Delta = -2,09^\circ$; $|d| = 0,35$). Poměry H/Q a AD/AB zůstaly stabilní. Podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat) se statisticky rozlišitelně snížil ($-0,58\%$; $|d| = 0,89$), zatímco Subtot lean i Wbtot BMD zůstaly beze změn. V kontrolní skupině nenastaly rozlišitelné změny.

Tento disertační projekt poukázal na to, že cíleně navržený specifický pohybový program může představovat účinný, bezpečný a prakticky proveditelný nástroj pro rozvoj fyzické připravenosti dolních končetin u vojenského personálu. Experimentální analýza naznačila efekt pohybového programu v oblasti biomechanických parametrů dopadu a maximální síly dolních končetin. Z hlediska aplikovatelnosti jsou výsledky relevantní pro vojenskou praxi, kde je nutné efektivně rozvíjet fyzickou připravenost velkých jednotek i při omezených možnostech individualizace a využití posilovacích zařízení. Získané poznatky poskytují empirický podklad pro návrh tréninkových modulů, metodických postupů a hodnoticích kritérií, které mohou být integrovány do systému tělesné přípravy Armády České republiky a adaptovány pro potřeby dalších ozbrojených a záchranných složek.

Klíčova slova:

biomechanika pohybu; motorická kontrola; neuromuskulární adaptace; analýza pohybového výkonu

ABSTRACT

Title of the dissertation:

The effect of strength training on lower limb physical readiness during drop landing with and without a carried load in military personnel.

The lower limbs represent one of the most frequently loaded segments of the musculoskeletal system in military personnel, particularly during drop-landing tasks and when handling carried equipment and weapons. Prolonged exposure to such loads may alter movement mechanics and increase the risk of non-contact musculoskeletal injuries. A specific exercise program focused on the development of lower-limb strength and neuromuscular control can improve the ability to attenuate landing forces, optimize landing mechanics, and reduce the risk of overuse injuries. Therefore, a six-week, specifically designed training program aimed at developing lower-limb strength and movement control during landing was designed and experimentally verified. The program was structured to be feasible under military field conditions without the need for a gym or specialized training equipment.

A total of 63 male participants from the military environment were included in the study and divided into an intervention group ($n = 44$) and a control group ($n = 19$). Variables were assessed before (PRE) and after (POST) the intervention: one-repetition maximum back squat (1RM BS), functional hamstring-to-quadriceps ratio (H/Q), isometric adductor-to-abductor ratio (AD/AB), body composition parameters including subtotal lean mass (Subtot lean), whole-body total percent fat (Wbtot Pfat), and whole-body total bone mineral density (Wbtot BMD). Kinetic landing parameters included peak vertical ground reaction force (Pk vGRF) and time to stabilization (TTS vGRF). Kinematic evaluation comprised knee flexion angle and dynamic knee valgus (DVK) during a Drop-Landing test from 50 and 75 cm heights, performed both with and without an external load of 21.45 kg. The intervention group completed a six-week program ($3\times$ per week) consisting of six exercises using bodyweight resistance. External load was progressively increased throughout the program by adding a ballistic vest or military backpack, following the principles of progressive overload and adaptation. In the intervention group, statistically significant changes were observed, including a decrease in Pk vGRF (-16.7% ; $|d| = 1.28$), an increase in 1RM BS ($+5.8\%$; $|d| = 1.77$),

a decrease in the knee flexion angle (-6.3% ; $|d| = 0.71$), and contrary to the expected trend, an increase in TTS vGRF ($+13.4\%$; $|d| = 0.78$). DVK showed no overall change, although the right limb exhibited a significant shift toward a more neutral alignment ($\Delta = -2.09^\circ$; $|d| = 0.35$). The H/Q and AD/AB ratios remained stable. Body fat percentage (Wbtot Pfat) decreased significantly (-0.58% ; $|d| = 0.89$), whereas lean mass (Subtot lean) and bone mineral density (Wbtot BMD) showed no changes. No significant changes were observed in the control group.

This doctoral project demonstrated that a specifically designed field-based strength-training program can represent an effective, safe, and practically feasible tool for improving lower-limb physical readiness in military personnel. The experimental analysis indicated beneficial effects of the program on biomechanical landing parameters and maximal lower-limb strength. From an applied perspective, the results are relevant to military practice, where it is necessary to efficiently develop the physical readiness of large units despite limited possibilities for individualized or equipment-based strength training. The findings provide an empirical basis for the development of training modules, methodological guidelines, and assessment criteria that may be integrated into the physical training system of the Czech Armed Forces and adapted for other uniformed and rescue units.

Keywords:

movement biomechanics; motor control; neuromuscular adaptations; movement performance analysis

OBSAH

1	Úvod	16
2	Teoretická východiska	21
2.1	Muskuloskeletální poranění dolních končetin v armádě	21
2.1.1	Definice a klasifikace muskuloskeletálních poranění	21
2.1.2	Výskyt a důsledky poranění dolních končetin u vojenského personálu	22
2.1.3	Specifika fyzického zatížení a výstroje v podmínkách vojenské služby	24
2.1.4	Shrnutí muskuloskeletálních poranění dolních končetin	26
2.2	Biomechanické faktory vzniku bezkontaktních muskuloskeletální poranění dolních končetin	27
2.2.1	Kinetické parametry dopadu	27
2.2.2	Kinematické parametry dopadu	29
2.2.3	Význam interakce mezi kinetickými a kinematickými parametry dopadu při hodnocení rizika bezkontaktních muskuloskeletálních poranění	33
2.2.4	Shrnutí biomechanických faktorů vzniku bezkontaktních muskuloskeletálních poranění dolních končetin	33
2.3	Vliv svalové síly a svalové rovnováhy na biomechaniku dopadu	34
2.3.1	Význam svalové síly dolních končetin	34
2.3.2	Maximální síla dolních končetin	34
2.3.3	Poměr síly hamstringů a kvadricepsů	35
2.3.4	Síla abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu	36
2.3.5	Shrnutí vlivu svalové síly a svalové rovnováhy na biomechaniku dopadu	37
2.4	Význam tělesného složení a minerální hustoty kostí v prevenci muskuloskeletálních poranění	39
2.4.1	Složení těla a jeho vliv na mechanické zatížení dolních končetin	39
2.4.2	Minerální hustota kostí a její vliv na mechanické zatížení dolních končetin	39
2.4.3	Shrnutí významu tělesného složení a minerální hustoty kostí v prevenci bezkontaktních muskuloskeletálních poranění	40
2.5	Silový trénink jako nástroj prevence bezkontaktních muskuloskeletálních poranění dolních končetin	41
2.5.1	Význam silového tréninku v prevenci bezkontaktních muskuloskeletálních poranění	41
2.5.2	Specifický silový trénink dolních končetin	42
2.5.3	Vliv silového tréninku na biomechanické parametry dopadu	47
2.5.4	Shrnutí silového tréninku jako nástroje prevence bezkontaktních muskuloskeletálních poranění dolních končetin	48

2.6	Shrnutí teoretických poznatků a východiska pro vlastní výzkum	49
2.6.1	Mezera ve výzkumu a vymezení cíle práce	50
3	Cíle, výzkumné otázky a hypotézy	51
4	Metody	54
4.1	Design studie	54
4.2	Výzkumný soubor	55
4.3	Metody sběru a zpracování dat	56
4.3.1	Standardizovaný protokol zahřátí	56
4.3.2	Hodnocení maximální síly dolních končetin	57
4.3.3	Hodnocení tělesného složení a minerální hustota kostí	57
4.3.4	Hodnocení svalové rovnováhy dolních končetin	58
4.3.4.1	Funkční poměr H/Q	58
4.3.4.2	Izometrický poměr AD/AB	59
4.3.5	Experimentální protokol dopadového testu	60
4.3.6	Záznam a zpracování kinetických a kinematických dat	63
4.3.7	Stanovení výšky pro experimentální dopady	66
4.3.8	Stanovení nesené zátěže	67
4.3.9	Popis intervenčního pohybového programu	69
4.3.10	Statistická analýza	72
4.3.11	Analýza citlivosti	74
4.4	Umělá inteligence	74
5	Výsledky	75
5.1	Výzkumný soubor	75
5.2	Kinetické ukazatele zatížení při dopadu	76
5.2.1	Absolutní maximální vertikální reakční síla	76
5.2.1.1	Deskriptiva	76
5.2.1.1	Spolehlivost měření maximální vertikální reakční síly	78
5.2.1.2	Vztah mezi závisle proměnnými	79
5.2.1.3	Inferenční analýza dat	81
5.2.2	Relativní maximální vertikální reakční síla	89
5.2.3	Čas do stabilizace vertikální reakční síly	91
5.2.3.1	Deskriptiva	91
5.2.3.2	Spolehlivost měření čas do stabilizace vertikální reakční síly	92
5.2.3.3	Vztah mezi závisle proměnnými	93
5.2.3.4	Inferenční analýza dat	94

5.3	Kinematické ukazatele postavení dolních končetin při dopadu.....	103
5.3.1	Flexe kolenního kloubu	103
5.3.1.1	Deskriptiva.....	103
5.3.1.2	Spolehlivost měření flexe kolenního kloubu	105
5.3.1.3	Vztah mezi závisle proměnnými.....	106
5.3.1.4	Inferenční analýza dat	107
5.3.2	Dynamický valgus kolenního kloubu	115
5.3.2.1	Deskriptiva.....	115
5.3.2.2	Spolehlivost měření dynamického valgu kolenního kloubu.....	118
5.3.2.3	Vztah mezi závisle proměnnými.....	119
5.3.2.4	Inferenční analýza dat	121
5.4	Ukazatele silové připravenosti a svalové rovnováhy.....	132
5.4.1	Absolutní maximální síla dolních končetin	132
5.4.1.1	Deskriptiva.....	132
5.4.1.2	Spolehlivost měření maximální síly dolních končetin.....	132
5.4.1.3	Vztah mezi závisle proměnnými.....	133
5.4.1.4	Inferenční analýza dat	134
5.4.2	Relativní maximální síla dolních končetin	140
5.4.3	Funkční poměr hamstringů a kvadricepsů	142
5.4.3.1	Deskriptiva.....	142
5.4.3.2	Spolehlivost měření funkčního poměru hamstringů a kvadricepsů..	143
5.4.3.3	Vztah mezi závisle proměnnými.....	143
5.4.3.4	Inferenční analýza dat	144
5.4.4	Izometrický poměr abduktorů a adduktorů.....	150
5.4.4.1	Deskriptiva.....	150
5.4.4.2	Spolehlivost měření poměru abduktorů a adduktorů.....	150
5.4.4.3	Vztah mezi závisle proměnnými.....	151
5.4.4.4	Inferenční analýza dat	152
5.5	Tělesné složení a minerální hustota kostí	157
5.5.1	Subtotální beztuková (svalová) hmota.....	157
5.5.1.1	Deskriptiva.....	157
5.5.1.2	Spolehlivost měření subtotální beztukové (svalové) hmoty	157
5.5.1.3	Vztah mezi závisle proměnnými.....	157
5.5.1.4	Inferenční analýza dat	158

5.5.2	Celkový podíl tělesného tuku	165
5.5.2.1	Deskriptiva.....	165
5.5.2.2	Spolehlivost měření celkového podílu tělesného tuku	166
5.5.2.3	Vztah mezi závisle proměnnými.....	166
5.5.2.4	Inferenční analýza dat	167
5.5.3	Celotělová minerální hustota kostí	174
5.5.3.1	Deskriptiva.....	174
5.5.3.2	Spolehlivost měření celotělové minerální hustoty kostí	174
5.5.3.3	Vztah mezi závisle proměnnými.....	174
5.5.3.4	Inferenční analýza dat	175
6	Diskuze	179
6.1	Kinetické parametry dopadu	179
6.1.1	Maximální vertikální reakční síla	179
6.1.2	Čas do stabilizace vertikální reakční síly.....	183
6.1.3	Shrnutí kinetických parametrů dopadu	184
6.2	Kinematické parametry dopadu	186
6.2.1	Flexe kolenního kloubu	186
6.2.2	Dynamický valgus kolenního kloubu	189
6.2.3	Shrnutí kinematických parametrů dopadu	191
6.3	Propojení kinetických a kinematických parametrů dopadu	192
6.4	Ukazatele silové připravenosti a svalové rovnováhy.....	193
6.4.1	Maximální síla dolních končetin.....	193
6.4.2	Funkční poměr hamstrinků a kvadricepsů	195
6.4.3	Izometrický poměr abduktorů a adduktorů.....	197
6.4.4	Shrnutí ukazatelů silové připravenosti a svalové rovnováhy.....	198
6.5	Propojení kinetických, kinematických parametrů dopadu a ukazatelů silové připravenosti a svalové rovnováhy.....	199
6.6	Tělesné složení a minerální hustota kostí	202
6.6.1	Subtotální beztuková (svalová) hmota.....	202
6.6.2	Celkový podíl tělesného tuku	204
6.6.3	Celotělová minerální hustota kostí	206
6.6.4	Shrnutí tělesné složení a minerální hustota kostí.....	207
6.7	Propojení kinetických, kinematických parametrů dopadu a ukazatelů silové připravenosti a svalové rovnováhy.....	208
6.8	Kritická analýza a aplikační aspekty intervenčního pohybového programu	209

6.8.1	Organizační a metodická omezení aplikace v armádních podmínkách....	209
6.8.2	Možnosti individualizace a doplňkového tréninku	210
6.8.3	Shrnutí aplikačních doporučení	210
6.9	Limitace provedeného projektu	212
6.9.1	Nerovnováha velikosti skupin a její dopad na modelové odhady	212
6.9.2	Absence randomizace při rozdělení skupin	213
6.9.3	Krátké trvání specifického pohybového programu.....	213
6.9.4	Absence následného sledování (follow-up) účinků specifického pohybového programu.....	214
6.9.5	Nezohledněné nutriční a regenerační faktory	215
6.9.6	Citlivost poměrů H/Q a AB/AD na tréninkové adaptace	216
6.9.7	Omezená schopnost bilaterálního testu odhalit unilaterální asymetrie.....	216
6.9.8	Absence standardizace a validace specifického pohybového programu ..	217
7	Závěr.....	218
8	Další vědecká činnost autora	220
9	Seznam literatury	225
10	Seznam grafické dokumentace	268
10.1	Seznam obrázků.....	268
10.2	Seznam tabulek.....	269
10.3	Seznam grafů	272
11	Přílohy.....	I
11.1	Schválená forma Etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze.....	I
11.2	Z-score	VI
11.3	Intervenční program.....	XII
11.3.1	Mezocyklus č. I.....	XII
11.3.2	Mezocyklus č. II	XIII
11.3.3	Tréninkové jednotky - Mezocyklus I.....	VIII
11.3.4	Tréninkové jednotky - Mezocyklus II	XVII

Seznam použitých zkratek

%	procenta
°	stupně
°·s ⁻¹	stupně za sekundu
1RM BS	jedno opakovací maximum zadního dřepu
1RM	jedno opakovací maximum
ACL	ruptura předního zkříženého vazů
AČR	Armáda České republiky
AD/AB	abduktor–adduktor
BMD	minerální hustoty kostí
cca	přibližně
cm	centimetr
CMJ	maximální výška výskoku
ČR	Česká republika
DK	dolní končetiny
DL	Drop landing
DVK	dynamický valgus kolenního kloubu
DXA	dvojeenergieová rentgenová absorpciometrie
ETAP	Eagle tactical athlete program
g	gram
g/cm ²	gram na centimetr čtvereční
H/Q	hamstrink-kvadriceps
I	intervenční
K	kontrolní
kg	kilogram
kg·kg ⁻¹	kilogram na kilogram tělesné hmotnosti (relativní hodnota síly)
L	zátěž
Le	levá
min	minuta
N·kg ⁻¹	newton na kilogram tělesné hmotnosti (relativní hodnota síly)
např.	například
NATO	Severoatlantická aliance
NL	bez zátěže

$\text{ot} \cdot \text{min}^{-1}$	otáčky za minutu (kadence pedálů)
Pk vGRF	maximální vertikální rekční síly
Pr	pravá
s	sekunda
SD	směrodatná odchylka
Subtot lean	celková beztuková (svalová) hmota
tj.	to jest
TTS vGRF	čas do stabilizace vertikální rekční síly
tzv.	takzvaně
USA	Spojené státy americké
vGRF	vertikální rekční síly
VzP	voják z povolání
$\text{W} \cdot \text{kg}^{-1}$	Watt na kilogram tělesné hmotnosti (měrný výkon)
Wbtot BMD	celotělové minerální hustoty kostí
Wbtot Pfat	celkový podíl tělesného tuku

1 ÚVOD

Armáda České republiky (AČR) vznikla v roce 1993 po rozdělení Československé republiky a představuje hlavní složku ozbrojených sil České republiky (ČR). Tvoří ji svazky a útvary několika druhů sil, zejména pozemních a vzdušných. Tyto hlavní složky doplňují jednotky bojové podpory a zabezpečení spolu s dalšími organizačními prvky, například Velitelstvím pro operace, Velitelstvím kybernetických a informačních sil, Velitelstvím teritoriálních sil, Velitelstvím výcviku – Vojenskou akademií a Agenturou logistiky. Vstup ČR do Severoatlantické aliance v roce 1999 nejenže otevřel nové možnosti při zabezpečení obrany, ale zároveň s sebou přinesl i mezinárodní závazky vyplývající z aliančních dohod. AČR se dále aktivně podílí na rozvoji Evropské bezpečnostní a obranné politiky Evropské unie, což zahrnuje účast na zahraničních misích a soustavné budování i modernizaci ozbrojených sil ČR (Ministerstvo obrany České republiky, 2025).

Od 1. ledna 2005 je AČR plně profesionální, což díky snížení početních stavů umožnilo efektivněji zvyšovat bojovou připravenost organizačních celků. Současné geopolitické napětí, eskalované také ozbrojeným konfliktem na Ukrajině, zvyrazňuje potřebu rychlých a pružných reakcí na nové hrozby. V návaznosti na tyto skutečnosti AČR v posledních letech ještě intenzivněji investuje do specializovaného výcviku a modernizačních programů, aby byla lépe připravena plnit úkoly spojené s aktuální bezpečnostní situací a dostát svým aliančním závazkům (Ministerstvo obrany České republiky, 2025).

U každého vojáka z povolání (VzP) se navýšily požadavky spojené s jeho služebním zařazením. Vzhledem k tomu AČR investuje daleko více finančních prostředků a v neposlední řadě i času do přípravy jednotlivých VzP. To se odráží v rostoucích fyzických i psychických nárocích na jednotlivce. VzP musí zvládat plnění úkolů i za ztížených podmínek. Úkoly musí být schopni plnit ve výstroji a výzbroji, která v krajních případech může dosahovat až 80 % jeho tělesné váhy (20-70 kg) (Fish & Scharre, 2018; Goldman & Kampmann, 2007; Ministerstvo obrany České republiky, 2025). Následně v reakci na nesenou výstroj a výzbroj dochází ke zvýšení únavy, a to může vést až k chronickým poraněním pohybového aparátu. Nejčastější jsou poranění pohybového aparátu dolních končetin, zejména kolenních a hlezenních kloubů, které vznikají při dopadech z výšky, a to jak s přidanou zátěží, tak i bez ní. Tato poranění

jsou pozorována především u bojového výcviku (Hayhurst et al., 2024; Hyder et al., 2019; Knapik et al., 2007; Lendal & Kjaer, 2021). Konkrétně se tato poranění stávají při výstupu z nákladního či obrněného vozidla nebo u výsadkového vojska při přistání s padákem. Dále k poranění dolních končetin dochází v tělesné přípravě, především na překážkových drahách (Československá překážková dráha, dráha NATO, dráha bojovníka u základní přípravy Velitelství výcviku – Vojenské akademie). Tato poranění nejenže zvyšují finanční náklady, ale snižují bojovou i fyzickou připravenost vojenských jednotek (Fajfrová et al., 2024).

Jednou z efektivních možností prevence výše uvedených problémů je pravidelné provádění specifického pohybového programu zaměřeného na posílení svalových skupin spojených s mechanismy úrazů dolních končetin. Podobný přístup je dlouhodobě využíván také mimo vojenské prostředí. Například v pracovních populacích, kde ergonomické intervence prokazatelně snižují muskuloskeletickou bolest a riziko poranění (Bamfo-Agyei & Atepor, 2018; Santos et al., 2025). Ve sportovní vědě pak neuromuskulární programy zaměřené na prevenci poranění dolních končetin (DK) prokazatelně redukuje výskyt bezkontaktních poranění (Bathe et al., 2023; Hu et al., 2023; Zheng et al., 2025). Zatím však není dostatečně ověřeno, zda obdobné silové intervence přinášejí srovnatelný efekt i v armádním prostředí.

Dosavadní výzkumy opakovaně upozorňují, že vertikální dopady (především s přidanou nesenou výstrojí a výzbrojí) vedou k rozlišitelnému zvýšení hodnoty maximální vertikální reakční síly (P_k vGRF) a prodlužují čas do stabilizace vertikální reakční síly (TTS vGRF), to může zvyšovat rizika poranění struktur kolenního a hlezenního kloubu (Bates et al., 2013; G. D. Oliver et al., 2011; J. M. Oliver et al., 2013; Sell et al., 2010).

Z hlediska biomechaniky dopadu jsou jako rizikové dále identifikovány omezený rozsah flexe v kolenním a kyčelním kloubu při kontaktu s podložkou, zvětšený dynamický valgus kolenního kloubu (DVK) a deficit v neuromuskulárním řízení pohybu, konkrétně ve vztahu ke zhoršenému poměru hamstrinku a kvadricepsu (H/Q) a poměru abduktoru adduktoru (AD/AB) (Kellis et al., 2019; Padua et al., 2015). Nezbytnou podmínkou efektivního zvládnutí pohybového zatížení je také dostatečná absolutní i relativní svalová síla dolních končetin, měřená například pomocí testu jednoho opakovacího maxima zadního dřepu (1RM BS), jejíž snížené hodnoty byly v některých studiích asociovány s horší tlumicí strategií a vyšším dopadovým zatížením (Merrigan et al., 2022; Myer et al., 2006).

Vedle biomechanických parametrů hraje důležitou roli i tělesné složení. Nižší podíl svalové hmoty (Subtot lean) a vyšší procento tělesného tuku (Wbtot Pfat) může vést ke zhoršené mechanické stabilizaci a snížené efektivitě pohybových vzorců při zatížení (Roy et al., 2016; Tamura et al., 2016). Důležitým faktorem je i minerální hustota kostí (Wbtot BMD), která ovlivňuje schopnost skeletu zvládat opakované nárazy a přenášené síly. Pokud není dostatečná, může vést ke zvýšenému riziku stresových zlomenin (Hart et al., 2017). Přesné kvantifikaci tělesného složení a minerální hustoty kostí, například prostřednictvím dvojenergie rentgenové absorpciometrie (DXA) má proto v prevenci přetížení a poranění stále větší význam.

Tyto biomechanické a strukturální faktory mají zásadní význam i v kontextu armádního prostředí, kde je riziko přetížení a dopadových poranění vysoké. Navzdory důrazu na tělesnou připravenost zůstává v mnoha útvarech AČR fyzický rozvoj VzP limitován nedostatečnou infrastrukturou. Posilovny bývají prostorově omezené, často s nedostatečnou výbavou, a jejich kapacita neumožňuje systematický silový trénink všech VzP. Situaci dále komplikuje fakt, že VzP se pravidelně účastní kariérních kurzů, cvičení či zahraničních misí, kde plnohodnotné zázemí pro silový trénink obvykle chybí.

Proto je potřeba hledat řešení, která umožní rozvoj klíčových fyzických schopností i bez nutnosti specializovaného vybavení. Z toho důvodu byla námi navrhovaná intervence koncipována pro praktické využití v terénu, aniž by vyžadovala náročné posilovací prostředky. Pohybový program lze realizovat v polních podmínkách, čímž se jeho implementace do rutinního výcviku stává snadnější a dostupnější. Zároveň respektuje specifika plnění úkolů vojenského personálu, a cíleně se zaměřuje na snížení rizik spojených s dopady a bezkontaktními poraněními.

Navzdory rozsáhlým poznatkům z výzkumů zahraničních armád dosud nebyla v podmínkách AČR realizována systematická studie, která by navrhla a ověřila účinnosti krátkodobého, logisticky nenáročného silově-kondičního programu, který by v rámci jednotného protokolu současně zachytil klíčové rizikové ukazatele dopadu (Pk vGRF, TTS vGRF), kinematické parametry kolenního kloubu (úhel flexe, dynamický valgus), silovou připravenost a svalovou rovnováhu (1RM BS, H/Q, AD/AB) i strukturální charakteristiky tělesného složení (Subtot lean, Wbtot Pfat) a minerální hustoty kostí (Wbtot BMD). Cílem této práce je navrhnout a experimentálně ověřit účinek šestitýdenního specifického pohybového programu na uvedené parametry u vojenského personálu, se zvláštním důrazem na jeho praktickou proveditelnost a využitelnost

v běžných výcvikových podmínkách AČR charakterizovaných omezeným vybavením, vysokým počtem cvičenců a časovými limity.

V případě zjištění jeho efektu může být tento specifický pohybový program systematicky začleněn do tělesné přípravy AČR, to by mohlo přispět ke snížení výskytu poranění, prodloužení aktivní služby VzP, omezení finančních ztrát spojených s rekonvalescencí a ke zvýšení celkové bojové připravenosti.

Z praktického hlediska se zároveň otevírá prostor k úpravě a rozšíření podobných tréninkových programů nejen v rámci AČR, ale i v dalších složkách integrovaného záchranného systému a institucích vyžadujících vysokou fyzickou zdatnost. V širším kontextu mohou tyto poznatky nalézt uplatnění i ve sportu nebo civilních profesích, které s sebou nesou zvýšené riziko muskuloskeletálních poranění.

Struktura disertačního projektu:

Kapitola 2 shrnuje teoretická východiska a analyzuje biomechanické, silové a strukturální faktory rizika muskuloskeletálních poranění dolních končetin, včetně jejich relevance pro vojenské prostředí.

Kapitola 3 formuluje cíle, výzkumné otázky a hypotézy vycházející z identifikovaných poznatkových mezer.

Kapitola 4 popisuje metodologii projektu, zahrnující design studie, charakteristiku výzkumného souboru, a metody sběru a zpracování dat. Podrobně představuje měřicí protokoly (Pk vGRF, TTS vGRF, kolenní flexe, dynamický valgus kolenního kloubu, svalová rovnováha (H/Q, AD/AB) a maximální sílu dolních končetin (1RM BS), dále pak hodnocení tělesného složení (Subtot lean, Wbtot Pfat), minerální hustoty kostí (Wbtot BMD). Kapitola také popisuje intervenční pohybový program a postup statistické analýzy včetně analýzy citlivosti a využití umělé inteligence při zpracování a kontrole dat.

Kapitola 5 prezentuje výsledky členěné dle hlavních oblastí jako kinetické parametry dopadu (Peak vGRF, TTS vGRF), kinematické ukazatele postavení dolních končetin (kolenní flexe a dynamický valgus kolenního kloubu), ukazatele silové připravenosti a svalové rovnováhy (1RM BS, H/Q, AD/AB) a parametry tělesného složení (Subtot lean, Wbtot Pfat) a minerální hustoty kostí (Wbtot BMD).

Kapitola 6 tyto výsledky interpretuje v kontextu dosavadní literatury, rozebírá jejich vzájemné vztahy, praktické implikace a limitace projektu.

Kapitola 7 projekt uzavírá syntézou hlavních zjištění a návrhem doporučení pro implementaci specifického pohybového programu do podmínek výcviku AČR.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1 Muskuloskeletální poranění dolních končetin v armádě

2.1.1 Definice a klasifikace muskuloskeletálních poranění

Muskuloskeletální poranění zahrnují poškození svalů, kostí, vazů, šlach a okolních měkkých tkání a představují jeden z nejčastějších typů poranění u fyzicky zatěžovaných populací, jako jsou sportovci či vojenský personál (Orejel Bustos et al., 2021). Typicky vznikají v důsledku nadměrného mechanického zatížení, kumulovaného přetěžování nebo opakovaných pohybů bez adekvátní regenerace (Hauret et al., 2010).

U vojenského personálu jsou muskuloskeletální poranění dokonce nejčastější příčinou evakuace mimo bojovou činnost (Hoffman et al., 2015). Jsou to také zásadní problém vojenského zdravotnictví, neboť snižují výkonnost, prodlužují dobu rekonvalescence a často vedou k dočasné či trvalé ztrátě způsobilosti k výkonu služby (Molloy et al., 2020). Mezi nejčastější patří poranění dolních končetin, zad a horních končetin, přičemž významný podíl zaujímají poškození kloubních struktur a měkkých tkání (Hayhurst et al., 2024; Hyder et al., 2019; Lendal & Kjaer, 2021).

Muskuloskeletální poranění se dělí podle několika hledisek, přičemž nejčastějšími kategoriemi jsou mechanismus vzniku, typ postižené struktury, a lokalizace poranění (Subhy Alsheikhly & Subhy Alsheikhly, 2019):

Podle mechanismu vzniku:

- Akutní (traumatická) – vznikají náhle, např. při pádu, nárazu nebo prudkém pohybu;
- Chronická (kumulované zatížení) – vznikají postupně vlivem opakovaného zatěžování bez dostatečné regenerace.

Podle typu postižené tkáně:

- Kostní poranění – zlomeniny (traumatické i únavové);
- Svalová poranění – natažení, natržení, pohmoždění;
- Šlachová poranění – tendinitida, ruptury;
- Vazivová poranění – výrony, podvrtnutí (kolenních nebo hlezenních vazů);
- Kloubní poranění – dislokace, subluxace;

- Pátevní poranění – kompresní fraktury, poranění meziobratlových plotének.

Podle lokalizace:

- Horní končetiny – rameno, loket, zápěstí, prsty;
- Dolní končetiny – kyčel, koleno, hlezno, prsty;
- Páteř a trup – bederní, hrudní a krční páteř.

Podle kontaktu/bez kontaktu:

- Kontaktní poranění – vznikají při fyzickém kontaktu (např. s protivníkem, překážkou, vozidlem);
- Bezkontaktní poranění – vznikají bez přímého kontaktu, často při náhlém pohybu nebo přetížení (např. při běhu, dopadu, rotaci).

Řada z uvedených oblastí by mohla být samostatným předmětem výzkumu, ať už jde o přetížení páteře v důsledku nošení výstroje (Roy et al., 2022), poranění ramenního kloubu a horních končetin při manipulaci s výzbrojí (Molloy et al., 2020) nebo přetížení Achillovy šlachy a plantární fascie při opakovaném běhu na tvrdém povrchu (Sinclair et al., 2015). V rámci tohoto disertačního projektu je však hlavním předmětem zájmu specifická kategorie bezkontaktních poranění dolních končetin, která často souvisejí s biomechanikou dopadu a nedostatečnou svalovou připraveností.

2.1.2 Výskyt a důsledky poranění dolních končetin u vojenského personálu

Vojenské prostředí představuje výraznou zátěž pro pohybový aparát. Vojáci jsou při výkonu služby opakovaně vystavováni fyzicky náročným činnostem, ať už se jedná o výcvik, přesuny s výstrojí nebo úkoly v rámci operačního nasazení. Mezi nejčastější mechanismy vedoucí k poranění patří běh, pochodování na tvrdém povrchu, seskoky, překonávání překážek, opakované dopady a manipulace s břemeny. Nejvíce zatěžovanou oblast představují dolní končetiny (Jones et al., 2018; Knapik et al., 2007).

Zahraniční výzkumy spojeneckých vojsk NATO dlouhodobě potvrzují vysoký výskyt muskuloskeletálních poranění u vojenského personálu. Ve studii, která sledovala 1388 vojáků bojové pěchoty v průběhu 12 měsíců, bylo zaznamenáno 3202 případů muskuloskeletální poranění (Smith et al., 2016). Podobná čísla vykazuje i výzkum provedený u 101. výsadkové divize americké armády, kde došlo k poranění u 29 osob

ze 100 během jednoho roku, přičemž v 60,2 % případů byly postiženy dolní končetiny, a to nejčastěji koleno a hlezno (Lovalekar et al., 2021). Během zahraničních misí pak muskuloskeletální poranění tvořila až 36 % všech evakuací z bojové zóny, což podtrhuje jejich zásadní dopad na operační připravenost (Hauret et al., 2010).

Muskuloskeletální poranění u vojenského personálu typicky vznikají během fyzické přípravy nebo volnočasových tréninkových aktivit. Nejčastější diagnózy zahrnují výrony, natažení, svalové spasmy nebo neurčitou bolest, která ale přesto vede k omezení pohybu, nutnosti léčby a často i k vyřazení z výcviku (Lovalekar et al., 2021). Podobné mechanismy poranění byly popsány také během výsadkového výcviku, kde jsou nejčastěji zatěžovány hlezenní a kolenní klouby. K poraněním dochází zejména při dopadech z výšky, bězích přes překážky nebo při přesunech v členitém terénu (Knapik et al., 2007). Lze předpokládat, že obdobné vzorce zatížení a rizika se vyskytují i u vojáků Armády České republiky, i když tato problematika zatím nebyla systematicky zpracována.

Zvýšené riziko muskuloskeletální poranění souvisí i s faktory jako je nižší aktuální úroveň fyzické zdatnosti, přetížení, předchozí úrazy, asymetrie pohybových vzorců, nebo biomechanické odchylky, jako například valgózní postavení kolenního kloubu či omezená hybnost v hlezenním kloubu (Kaufman, 2000). U bezkontaktních poranění kolenních kloubů bývá častým mechanismem dopad, rotace nebo prudké zpomalení, což jsou situace typické i pro sportovce (Boden et al., 2000).

Dopady těchto poranění nekončí jen u fyzických omezení. Vážnější muskuloskeletální poranění mohou být doprovázena i psychickými následky, například depresí, úzkostí, strachem z pohybu či symptomy posttraumatického stresu (Greenlee et al., 2024). Tyto faktory ovlivňují průběh rekonvalescence a mohou oddálit návrat do plné služby. V případě nedostatečné intervence se navíc následky poranění mohou zhoršovat, přecházet do chronických obtíží a vést až k trvalému vyřazení z aktivní služby (Kang et al., 2021).

Bezkontaktní poranění dolních končetin tak představují významný problém nejen z hlediska ztraceného času ve výcviku, ale i z pohledu připravenosti k nasazení a ekonomické náročnosti léčby. Jejich vysoký výskyt a závažné důsledky jednoznačně potvrzují potřebu cílené prevence, která musí být založena na pravidelném monitorování rizik, adekvátní silové a pohybové přípravě a včasné diagnostice biomechanických odchylek (Andersen et al., 2016; Lopes et al., 2018a; McGuire & King, 2021).

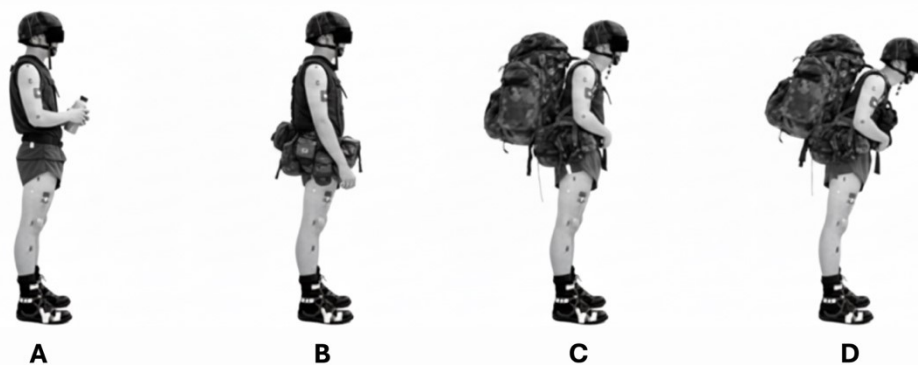
Dostupná literatura tedy ukazuje, že vojenský personál patří k populaci s vysokým rizikem bezkontaktních muskuloskeletálních poranění, kde klíčovou roli hrají dolní končetiny.

2.1.3 Specifika fyzického zatížení a výstroje v podmínkách vojenské služby

Výkon vojenské služby je spojen se specifickými fyzickými požadavky, které zásadně ovlivňují zatížení pohybového aparátu. Zátěž bývá intenzivní, dlouhodobá a často probíhá v proměnlivých podmínkách. Kombinace nesené výstroje, výzbroje a pohybu v nerovném terénu mění biomechaniku pohybu a zvyšuje riziko přetížení dolních končetin (Andersen et al., 2016; Lovalekar et al., 2021; Roy et al., 2016; Roy & Lopez, 2013).

Jedním z nejvýznamnějších faktorů je nesená zátěž. Vojáci během výcviku i bojových operací běžně nesou výstroj a výzbroj o hmotnosti 20–30 kg (balistická ochrana, zbraně, munice, batoh, zásoby, a jiné či operačně-specifické vybavení), celková hmotnost se však výrazně liší podle typu jednotky, bojové funkce a charakteru úkolu. Například kulometčíci, ženisté nebo zdravotníci často nesou výrazně těžší výstroj (cca 50 kg), zatímco průzkumné nebo podpůrné jednotky operují s menší zátěží (Fish & Scharre, 2018; Swain et al., 2010). V extrémních případech může být celková hmotnost vybavení až 70 kg (Goldman & Kampmann, 2007). Taková nesená zátěž v kombinaci s rychlostí pohybu a způsobem nesení zvyšuje vertikální dopadové síly (velikost efektu závisí na hmotnosti a umístění břemene i na typu úlohy např. chůze, běh, dopad) (Roy et al., 2016; Swain et al., 2010).

Tyto změny jsou doprovázeny také úpravou celkového posturálního uspořádání, zejména výraznějším předklonem trupu a přesunutím hlavy jako kompenzační reakcí na posunutí těžiště těla (obrázek 1), tento posun posturálního uspořádání představuje adaptaci na zátěž, ale současně zvyšuje mechanické nároky na dolní končetiny (Attwells et al., 2006). Takto modifikované držení těla vede k přetížení stabilizačních struktur trupu a dolních končetin, což zvyšuje zatížení kolenních, hlezenních a kyčelních kloubů. Výsledkem je vyšší pravděpodobnost bezkontaktních muskuloskeletálních poranění, především při dopadech, náhlých změnách směru nebo přesunech v nerovném terénu (Hauret et al., 2010; Roy & Lopez, 2013). Mezi nejčastější následky patří ruptury předního zkříženého vazy (ACL) a patelofemorální bolestivý syndrom (Dix et al., 2019; Teng et al., 2017).



Obrázek 1 - Změny posturálního uspořádání trupu a hlavy při postupně rostoucí zátěži (7,95 kg – 50,05 kg).

(A) Kontrolní stav bez zátěže; (B) Balistická ochrana; (C) Balistická ochrana a batoh;

(D) Balistická ochrana, batoh a přidání munice a zásob. S rostoucí hmotností je patrné zvětšení předklonu

(Attwells et al., 2006).

Dalším zásadním faktorem je vojenská obuv a ergonomie výstroje. Správně navržená a ergonomicky optimalizovaná vojenská obuv a výstroj představují klíčové prvky prevence muskuloskeletálních poranění. Pevná konstrukce vojenských bot poskytuje stabilitu v oblasti hlezenního kloubu a snižuje riziko bezkontaktních poranění při dopadech a náročném pohybu v terénu. Výzkum ukazuje, že vojenská obuv může efektivně tlumit nárazové síly a snižovat vertikální zatížení přenášené na dolní končetiny (Yoganandan et al., 2014). Zároveň pevnější konstrukce zajišťuje omezení nežádoucích pohybů v oblasti hlezna, což přispívá k celkové stabilitě i při dopadu (Schnirring, 2003).

Je však třeba zdůraznit, že i přes snahu o optimalizaci tlumení zůstává podrážka vojenské obuvi relativně tvrdá, zejména ve srovnání s obuví určenou pro sportovní nebo rekreační účely. Tato vyšší tuhost, vyplývající z požadavků na odolnost a ochranu, může snižovat proprioceptivní odezvu tedy schopnost těla vnímat polohu a pohyb segmentů v prostoru, a tím omezovat přirozenou schopnost tlumení dopadových sil při dlouhodobé zátěži (Dixon et al., 2003; Lephart et al., 1997). Podobně i výstroj, zejména batohy a nosné systémy, může být navržena s důrazem na rozložení hmotnosti, snížení tlaku na páteř a stabilizaci těžiště. Ergonomické úpravy a správné nasazení výstroje zlepšují komfort a snižují lokální přetížení, což má příznivý vliv na biomechaniku pohybu (Nesterovica et al., 2021). Nicméně i při optimálním rozložení zůstává celková hmotnost výstroje nadále významným faktorem, který oproti pohybu bez zátěže zvyšuje nároky na dolní končetiny a může přispět k rychlejšímu únavovému přetížení (Chander et al., 2019).

Vojenský personál často operuje v proměnlivém a nekontrolovaném prostředí, včetně šterku, písku, bláta a nerovných přírodních povrchů. Tyto podmínky, kombinované s dlouhodobou fyzickou námahou a únavou, významně zvyšují riziko poranění dolních končetin (Mohammadi et al., 2013; Stewart et al., 2024). Nerovný terén tedy klade vysoké nároky na nervosvalovou kontrolu a může vést k chybným krokům, přetížení kloubů či měkkých tkání, především v oblasti kolenního kloubu, hlezenního kloubu a chodidla (Andersen et al., 2016).

2.1.4 Shrnutí muskuloskeletálních poranění dolních končetin

Dostupná literatura uvádí, že dolní končetiny představují vysoce ohroženou oblast muskuloskeletálních poranění u vojenského personálu, kde zásadní roli hrají bezkontaktní mechanismy, jako jsou dopady, změny směru či rotace (Boden et al., 2000; Jones et al., 2018; Lovalekar et al., 2021). Specifické faktory vojenského prostředí (nesená zátěž, konstrukce obuvi, ergonomie výstroje a působení nerovného terénu) dále umocňují mechanické nároky na pohybový aparát a zvyšují riziko poranění (Attwells et al., 2006; Roy et al., 2016; Yoganandan et al., 2014). Přestože je problematika detailně popsána u zahraničních armád NATO (Hauret et al., 2010; L. Smith et al., 2016), v podmínkách AČR dosud chybí systematická analýza. Poznatky armád NATO však jednoznačně naznačují význam sledování specifických biomechanických parametrů dopadu, které mohou být ovlivněny cíleným pohybovým programem a představují klíčové ukazatele rizika poranění (Andersen et al., 2016; Lopes et al., 2018a; McGuire & King, 2021). Tato zjištění jsou podpořena dřívějšími přehledy, které ukazují, že většina zdravotních problémů během základního vojenského výcviku pramení z přetěžování dolních končetin, přičemž terén a opakované dopady jsou uváděny jako hlavní faktory přispívající k mechanismům vzniku bezkontaktních muskuloskeletálních poranění (Ross, 1993).

2.2 Biomechanické faktory vzniku bezkontaktních muskuloskeletální poranění dolních končetin

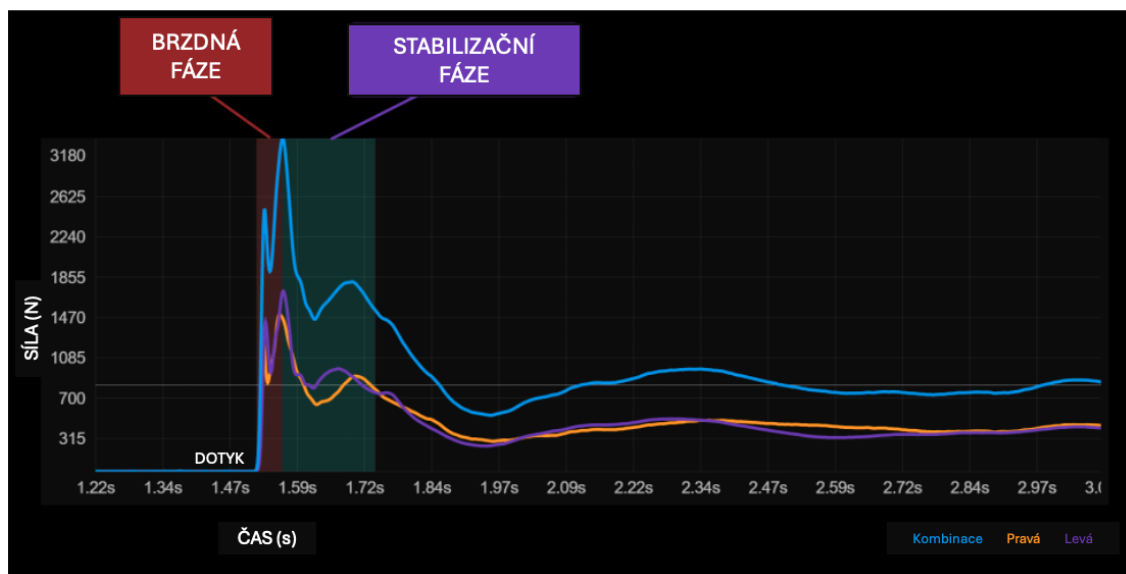
Vojenské prostředí klade na dolní končetiny mimořádné fyzické nároky, které výrazně zvyšují muskuloskeletální zátěž a riziko poranění. Účinné strategie prevence těchto poranění vyžadují důkladné porozumění biomechanickým mechanismům které jsou s jejich vznikem spojeny. Zvláštní význam mají situace dynamického dopadu a pohybu pod zátěží, kdy kombinace externí hmotnosti a únavy zvyšuje rizikové faktory poškození.

2.2.1 Kinetické parametry dopadu

Kinetika, jako základní oblast biomechaniky, se zabývá silami a momenty působícími na pohybový aparát. Její využití umožňuje kvantifikovat mechanické zatížení kloubů a měkkých tkání při dynamických činnostech, jako je například dopad. Dopadové síly jsou přitom považovány za klíčovou biomechanickou proměnnou ovlivňující riziko bezkontaktních poranění dolních končetin (Uchida & Delp, 2020).

Mezi běžně hodnocené kinetické proměnné při dopadu patří Pk vGRF a TTS vGRF. Tyto ukazatele charakterizují intenzitu mechanického zatížení a schopnost organismu obnovit stabilitu po nárazu. Vyšší hodnoty Pk vGRF a delší TTS vGRF jsou obvykle spojeny s vyšší mechanickou zátěží a sníženou nervosvalovou kontrolou, což společně zvyšuje riziko bezkontaktních poranění (Bond et al., 2017; Letafatkar et al., 2018; Slater et al., 2015).

K hodnocení těchto parametrů se v odborné literatuře často využívá test dopadu "Drop landing" (DL), který se zaměřuje na excentrickou fázi pohybu a následnou izometrickou stabilizaci po kontaktu se zemí, tedy úvodní části protahovací-zkracovací sekvence bez následné koncentrické fáze. Tento test odráží schopnost absorbovat a kontrolovat dopadovou energii (obrázek 2), to je klíčový aspekt prevence poranění při změně směru nebo dynamických přistáních (Merrigan et al., 2022; Sell et al., 2010).



Obrázek 2 - Časový profil dopadu. Brzdná fáze zahrnuje časové rozmezí od prvního kontaktu se zemí po dosažení maximální vertikální reakční síly (P_k vGRF). Stabilizační fáze (TTS vGRF) označuje časové rozmezí, během něhož tělo znovu dosahuje posturální rovnováhy (Hawkin dynamics, 2025).

- **Maximální vertikální reakční síla (P_k vGRF)**

P_k vGRF představuje vertikální složku síly působící na tělo při dopadu. Obvykle se měří pomocí siloměrné desky, která umožňuje detailní analýzu dopadových parametrů (Bond et al., 2017). Hodnota P_k vGRF je považována za klíčový ukazatel mechanického zatížení a běžně se využívá k hodnocení přistání v rámci testu DL (Merrigan et al., 2022). Vyšší hodnoty jsou spojovány se zvýšeným zatížením kloubních struktur a měkkých tkání, zejména v situacích s omezenou flexí v kyčelním a kolenním kloubu při kontaktu se zemí (Slater et al., 2015). Zvýšená hodnota P_k vGRF byla důsledně identifikována jako biomechanický rizikový faktor pro bezkontaktní poranění dolních končetin, jako jsou natržení předního zkříženého vazy (ACL) v důsledku omezené schopnosti těla tlumit prudce rostoucí dopadové síly (Ali et al., 2014; Ericksen et al., 2013).

- **Čas do stabilizace vertikálních reakčních sil (TTS vGRF)**

TTS vGRF je definována jako doba potřebná k obnovení stabilního posturálního stavu po dopadu. Měří se pomocí siloměrné desky jako časový okamžik, kdy se vertikální reakční síla vrátí do předem stanoveného rozmezí (± 5 % tělesné hmotnosti) a v tomto rozmezí setrvá po dobu alespoň jedné sekundy (Bond et al., 2017). TTS vGRF je široce uznáván jako nepřímý ukazatel dynamické nervosvalové kontroly a běžně se využívá

k hodnocení schopnosti stabilizace po dopadu (Merrigan et al., 2022). Delší stabilizační časy odrážejí opožděnou aktivaci svalů, zhoršenou stabilitu kloubů a neúčinnou posturální regulaci po nárazu (Letafatkar et al., 2018). Prodloužený TTS vGRF je spojován se zvýšeným rizikem bezkontaktního poranění, protože signalizuje omezenou schopnost absorbovat a rozptýlit dopadovou energii. Následkem je zvýšené zatížení struktur dolních končetin během dynamického kontaktu se zemí (Dury et al., 2024; Ren et al., 2022).

- **Interakce mezi Pk vGRF a TTS vGRF**

Samostatné hodnocení těchto parametrů poskytuje důležité informace, jejich kombinace však nabízí komplexnější pohled na rizikové faktory. Zatímco Pk vGRF poukazuje na zvýšené mechanické zatížení v okamžiku nárazu, prodloužená doba TTS vGRF odráží nedostatečnou nervosvalovou kontrolu po kontaktu se zemí. Tyto faktory společně vytvářejí biomechanické prostředí, ve kterém dochází k současnemu přetížení pohybového aparátu i oslabení stabilizačních mechanismů. Výsledkem je vyšší pravděpodobnost vzniku bezkontaktních poranění, jako jsou ACL, distorze hlezenního kloubu nebo přetížení měkkých tkání (Bond et al., 2017; Letafatkar et al., 2018). Význam těchto interakcí se dále zvyšuje za podmínek, které zhoršují neuromuskulární kontrolu. Svalová únava, kognitivní zatížení nebo přenášení výstroje a výzbroje byly opakovaně spojeny s nárůstem Pk vGRF i prodloužením TTS vGRF (Merrigan et al., 2022; Wang et al., 2011, 2012; Wiseman et al., 2015). Kombinace únavy a nesené zátěže významně zvyšuje nejen samotnou hodnotu Pk vGRF, ale i rychlost zatížení během dopadu u vojenské populace (Wang et al., 2012). Tyto faktory současně narušují proprioceptivní zpětnou vazbu a mění řízení motoriky, čímž dále zvyšují riziko bezkontaktního poranění při dynamickém dopadu (McLean & Samorezov, 2008).

Závěrem lze říci, že kombinované sledování Pk vGRF a TTS vGRF poskytuje citlivější vhled do rizikových pohybových vzorců než jejich izolovaná analýza. Jejich společné využití je proto zásadní pro diagnostiku a návrh preventivních programů.

2.2.2 Kinematické parametry dopadu

Kinematika se zaměřuje na geometrický popis pohybu těla bez ohledu na působící síly. Kinematické ukazatele, jako jsou úhly kloubů, trajektorie segmentů nebo rychlost pohybu, představují zásadní prostředek k identifikaci rizikových pohybových vzorců spojených se vznikem bezkontaktních poranění dolních končetin (Uchida & Delp, 2020).

V kontextu biomechaniky dopadu a změny směru patří mezi nejčastěji sledované ukazatele úhel kolenní flexe a postavení dolní končetiny ve frontální rovině, zejména výskyt tzv. dynamického valgusu kolenního kloubu (DVK). Oba tyto parametry jsou opakovaně spojovány se zvýšeným rizikem bezkontaktních poranění, především ACL (Numata et al., 2018; Sharafoddin-Shirazi et al., 2020).

Většina studií analyzujících tyto rizikové vzorce pohybu využívá hodnocení v určitých rovinách, nejčastěji přední x zadní (čelní, frontální) a levá x pravá (šípová, sagitální), což odpovídá dvourozměrné (2D) videoanalýze (Llurda-Almuzara et al., 2020; Marotta et al., 2020; Munro et al., 2012; Numata et al., 2018). Tato metodika umožňuje sledovat například DVK, kolenní flexi či inklinaci trupu, avšak neposkytuje informace o prostorové (3D) orientaci segmentů (Ortiz et al., 2016; Paterno et al., 2010; Stensrud et al., 2011). Parametry spojené s vodorovnou (příčnou, transversální) rovinou, jako je vnitřní rotace femuru či axiální rotace kyčelního kloubu, tak zůstávají mimo hodnocení, přestože mohou rovněž představovat rizikové faktory poranění (McLean et al., 2005; Mueske et al., 2019).

- **Úhel flexe kolenního kloubu při dopadu**

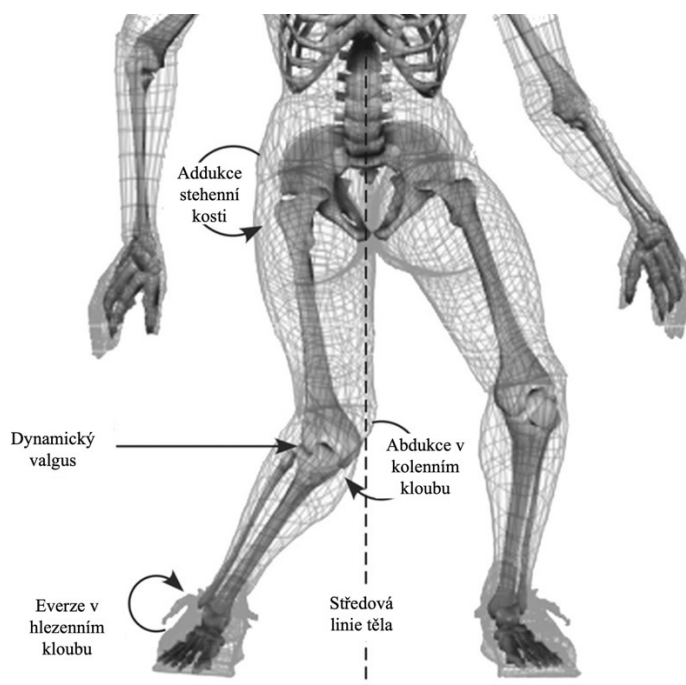
Větší intersegmentální úhel mezi stehenním a bérceým segmentem (menší kolenní flexe), při iniciálním kontaktu a během fáze brzdění je opakovaně identifikován jako rizikový faktor pro rupturu ACL (Lin et al., 2012). Omezená flexe snižuje schopnost dolní končetiny efektivně absorbovat dopadovou energii prostřednictvím excentrické kontrakce svalstva, čímž dochází k většímu zatížení pasivních struktur kolenního kloubu (Asadpour & Norasteh, 2024; Favre et al., 2016a; Pappas et al., 2009). Současně dochází ke zkrácení času, během něhož může tělo účinně absorbovat náraz, a zároveň k prodloužení momentového ramene (vzdálenosti působíště síly od osy rotace) v oblasti kolenního kloubu. To zvyšuje síly posouvající holenní kost vůči stehenní dopředu, což výrazně zatěžuje ACL, a to zvláště pokud není dostatečně aktivní skupina hamstrinků. Tyto svaly za běžných okolností působí jako antagonisté vůči tahu čtyřhlavého svalu stehenního (m. quadriceps femoris) a brzdí přední translaci holenní kosti (tibie). Pokud tato svalová souhra nefunguje optimálně, riziko poranění kolenního kloubu se při dopadu výrazně zvyšuje (Blackburn et al., 2013; Keizer et al., 2020).

Dalším důležitým faktorem je anticipační nervosvalová kontrola, tedy schopnost těla připravit se na dopad ještě před kontaktem se zemí. Nedostatečně rozvinutá

anticipace vede k opožděné aktivaci svalů a k neefektivnímu nastavení segmentů těla. Tím se omezuje tlumení nárazových sil. Tento nedostatek je obzvlášť rizikový při rychlých změnách směru nebo pohybu v nestabilním terénu, typických pro vojenský výcvik (Brown, McLean, & Palmieri-Smith, 2014; Gehring et al., 2009; Roy et al., 2016).

- **Dynamický valgus kolenního kloubu (DVK)**

DVK je pohybový vzorec charakterizovaný kombinací addukce a vnitřní rotace stehenní kosti (femuru), abdukce kolenního kloubu, přední translace tibie, vnější rotace tibie a everze v hlezenním kloubu (Hewett et al., 2005). Tento komplexní mechanismus se navenek projevuje jako mediální vychýlení kolenního kloubu mimo osu stehna a bérce, tedy valgózní postavení kolenního kloubu (obrázek 3) (Mauntel et al., 2014).



Obrázek 3 - Biomechanická podstata dynamického valgusu – kombinace vnitřní rotace femuru, abdukce kolenního kloubu, translace tibie a everze v hlezenním kloubu (Hewett et al., 2005)

DVK je považován za významný modifikovatelný rizikový faktor bezkontaktních i chronických poranění dolních končetin, zejména bezkontaktních ruptur ACL a patelofemorální bolesti (Hewett et al., 2006; Holden et al., 2016). V rámci 2D videoanalýzy se nejčastěji hodnotí laterální vychýlení kolenního kloubu vůči hlezennímu kloubu při dopadu (Numata et al., 2018).

Na stabilizaci kolenního kloubu ve frontální rovině se podílejí i struktury měkkotkáňové v oblasti kyčle. Iliotibiální trakt (Tractus iliotibialis) navazující na napínače stehenní povázky (m. tensor fasciae latae) a velký hýžd'ový sval

(m. gluteus maximus), hraje důležitou roli v laterální stabilizaci kolenního kloubu. Zvýšené napětí v oblasti tensor fasciae latae může vést k abdukci tibie, a tím napomáhat vzniku valgózního postavení (Winby et al., 2009).

Jak již bylo uvedeno v souvislosti s vlivem obuvi, významným regulačním mechanismem posturální stability je vnímání polohy pohybu a napětí ve svalech bez nutnosti zrakové kontroly (propriocepce), tedy i celková schopnost těla vnímat polohu a pohyb jednotlivých segmentů. Proprioceptivní informace zajišťují senzory v oblasti svalů (svalová vřeténka) a šlach (Golgiho šlachová tělíska), které aktivují reflexní stabilizační odpovědi (Lephart et al., 1997). Poruchy těchto mechanismů, způsobené například únavou, poraněním nebo nedostatečným tréninkem, vedou ke zhoršené neuromuskulární kontrole a mohou přispívat ke vzniku nebo prohloubení DVK, a tím ke zvýšenému riziku poranění ACL (Cerulli et al., 2001). dále negativně ovlivňují funkci proprioceptivních a stabilizačních mechanismů, a tím zvyšují riziko narušení posturální stability (Grenier et al., 2012; Walsh & Harrison, 2022).

- **Interakce mezi kolenní flexí a dynamickým kolenním valgusem (DVK)**

Úhel kolenní flexe při dopadu a výskyt DVK představují klíčový faktor ovlivňující zatížení struktur kolenního kloubu, zejména rupturu ACL (Asadpour & Norasteh, 2024; Favre et al., 2016; Pappas et al., 2009). Tato kombinace nízké kolenní flexe a valgózního postavení vytváří nepříznivou biomechanickou situaci, v níž dochází k synergickému přetížení pasivních stabilizátorů kolenního kloubu (Hewett et al., 2005; Mauntel et al., 2014).

U vojenského personálu jsou tyto nežádoucí pohybové vzorce často výraznější, zejména při dopadech se zátěží, kdy dochází k dalšímu omezení flexe v kolenním kloubu a ke zvýšenému výskytu DVK. Tento vzorec představuje významné riziko pro přetížení struktur kolenního kloubu, zejména ACL (Kaplan et al., 2020; Zerega et al., 2020), a je typicky pozorován při výsadkových aktivitách, dopadech po překonání překážek a jiných vysoce zatěžujících činnostech s nesenou výstrojí a výzbrojí.

2.2.3 Význam interakce mezi kinetickými a kinematickými parametry dopadu při hodnocení rizika bezkontaktních muskuloskeletálních poranění

Izolované sledování jednotlivých parametrů je přínosné, jejich kombinace však poskytuje komplexnější obraz rizika. Například souběh vysokého Pk vGRF, prodlouženého TTS vGRF, omezené kolenní flexe a výrazného DVK vytváří biomechanické prostředí opakovaně spojované se zvýšeným rizikem ruptury ACL (Hewett et al., 2005; Holden et al., 2016; Sharafoddin-Shirazi et al., 2020). Zatímco vysoký Pk vGRF ukazuje na zvýšené mechanické zatížení v okamžiku dopadu, delší TTS vGRF a nevhodné kinematické nastavení dolní končetiny odrážejí zhoršenou neuromuskulární kontrolu a opožděnou stabilizaci. Tyto faktory se navíc zhoršují za podmínek typických pro vojenský výkon (únava, kognitivní zatížení, nesení výstroje a výzbroje). Uvedené podmínky významně zvyšují riziko bezkontaktních poranění (Grenier et al., 2012; Wang et al., 2012).

2.2.4 Shrnutí biomechanických faktorů vzniku bezkontaktních muskuloskeletálních poranění dolních končetin

Biomechanické faktory hrají zásadní roli ve vzniku bezkontaktních poranění dolních končetin u vojenského personálu. Z kinetických ukazatelů mezi nejvýznamnější patří Pk vGRF a TTS vGRF, které odrážejí mechanické zatížení při dopadu a schopnost organismu obnovit rovnováhu (Bond et al., 2017; Letafatkar et al., 2018). Z kinematických proměnných se za nejrizikovější považuje omezená kolenní flexe a výskyt DVK (Favre et al., 2016; Hewett et al., 2005).

Sledování těchto ukazatelů představuje citlivý nástroj k identifikaci rizikových jedinců a zároveň poskytuje objektivní rámec pro hodnocení účinnosti intervenčních programů.

2.3 Vliv svalové síly a svalové rovnováhy na biomechaniku dopadu

2.3.1 Význam svalové síly dolních končetin

Dostatečná úroveň svalové síly dolních končetin je nezbytná pro účinnou absorpci dopadových sil prostřednictvím excentrické kontrakce, čímž se snižuje mechanické zatížení pasivních struktur, jako jsou vazy a kloubní pouzdra (Czasche et al., 2018). Svalová síla zároveň přispívá k udržení posturální stability a kinematické a kinetické kontroly pohybu, což je klíčové pro prevenci přetížení a poranění měkkých tkání (Brown, McLean, & Palmieri-Smith, 2014).

Naopak nízká úroveň silové připravenosti může vést k poruše tlumících mechanismů při dopadu, projevující se například prodlouženou dobou stabilizace nebo zvýšenou vertikální reakční silou, které jsou považovány za rizikové faktory pro vznik muskuloskeletálních poranění (Wild et al., 2013). Tyto pohybové dysfunkce se mohou dále zhoršovat vlivem únavy, nesprávné techniky nebo působením náročných vnějších podmínek, jaké jsou typické například pro vojenský výcvik (Santamaria & Webster, 2010).

Systematické posilování dolních končetin představuje efektivní strategii pro optimalizaci dopadové biomechaniky. Pravidelný silový trénink napomáhá zlepšení rozložení a řízení nárazového zatížení a podporuje celkovou neuromuskulární kontrolu v komplexních pohybových situacích (De Oliveira et al., 2024).

2.3.2 Maximální síla dolních končetin

Maximální síla dolních končetin je považována za jeden ze klíčových parametrů fyzické připravenosti, jelikož se přímo podílí na schopnosti generovat a absorbovat vysoké síly během dynamických činností, jako jsou výskoky, dopady nebo rychlé změny směru. K hodnocení se běžně využívá test jednoho maximálního opakování (1RM), přičemž zlatým standardem pro dolní končetiny je dřep se zátěží na zádech (1RM BS), který zatěžuje hlavní extenzory kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu (Grgic et al., 2020).

Vyšší úroveň maximální síly dolních končetin je spojována s efektivnější biomechanikou dopadu, konkrétně s nižšími hodnotami Pk vGRF, kratší TTS vGRF a tedy lepší schopností absorbovat nárazové síly prostřednictvím excentrické aktivace hlavních svalových skupin. Naproti tomu nízká maximální síla je často doprovázena zvýšeným zatížením pasivních struktur a výskytem rizikových kinematických vzorců,

jako je omezená flexe v kolenním kloubu nebo zvýšený dynamický valgus (Augustsson & Gannby, 2023; Herman et al., 2022; Hou et al., 2025; Moffit et al., 2020).

V tomto kontextu lze hodnoty dosažené při 1RM BS chápat nejen jako diagnostický nástroj silových schopností, ale i jako možný prediktor biomechanické efektivity a rizika poranění.

2.3.3 Poměr síly hamstrinků a kvadricepsů

Poměr síly hamstrinků a kvadricepsů (H/Q) je často využíván jako indikátor neuromuskulární rovnováhy v oblasti kolenního kloubu a představuje důležitý parametr pro hodnocení stability při dynamickém zatížení. Tradičně se používá konvenční H/Q poměr, definovaný jako poměr koncentrické síly hamstrinků ke koncentrické síle kvadricepsů. Vzhledem k tomu, že při funkčních činnostech, jako je dopad nebo běh, dochází ke koncentrické aktivaci kvadricepsů a současné excentrické aktivaci hamstrinků, považuje se za funkčnější ukazatel tzv. funkční H/Q poměr, který poměřuje excentrickou sílu hamstrinků ke koncentrické síle kvadricepsů (Aagaard et al., 1998; Dvir et al., 1989; Kellis et al., 2023; Kellis & Baltzopoulos, 1995).

Hodnoty H/Q poměru závisí na testovací rychlosti a měřicím nastavení. Například při rychlosti $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ se konvenční poměr typicky pohybuje mezi 0,52–0,67, zatímco smíšený poměr, využívající excentrickou aktivaci hamstrinků při $30^{\circ}\cdot s^{-1}$ a koncentrickou aktivaci kvadricepsů při $240^{\circ}\cdot s^{-1}$, se pohybuje přibližně mezi 1,0–1,1 (Dauty et al., 2016). Nicméně funkční poměr při $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ bývá vyšší (Delextrat et al., 2010; Kellis & Baltzopoulos, 1995; O'Donnell & Eitan, 2020). Funkční poměr tedy poměr excentrického vrcholového momentu hamstrinků k koncentrickému vrcholovému momentu kvadricepsů, je konstruován tak, aby lépe odrážel požadavky dynamické stabilizace kolenního kloubu během rychlého extenčního pohybu (např. odrazu či doběhu extenze). V literatuře je standardně definován jako Hecc/Qcon a od konvenčního poměru (Hcon/Qcon) se liší právě kontrakčním režimem hamstrinků (Coombs & Garbutt, 2002). U trénovaných dospělých mužů (profesionální fotbalisté) se funkční H/Q poměr vykazuje výraznou závislost na úhlové rychlosti. Při $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ se pohybuje okolo 0,79 SD (směrodatná odchylka) 0,19, při $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ kolem 1,27 SD 0,42 (prakticky tedy $\sim 1,0$ – $1,3$), při $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ klesá k 0,96 SD 0,19 a při 240 – $300^{\circ}\cdot s^{-1}$ opět stoupá přibližně na 1,09–1,23. Tyto hodnoty pocházejí ze systematické rešerše 15 studií ($n = 1\ 082$ hráčů) a ukazují, že referenční „normy“ musí být rychlostně-specifické, tedy nelze používat jediné univerzální číslo napříč rychlostmi

(Baroni et al., 2020). Platí tedy, že s rostoucí zátěžovou rychlostí a v pozicích blízkých extenzi má být funkční H/Q přibližně $\geq 1,0$ (tj. excentrická síla hamstrinků alespoň vyrovná koncentrickou sílu kvadricepsů). Tento princip byl popsán v metodických studiích Aagaardova týmu a podporuje myšlenku rychlostně-specifické stability kolenního kloubu (Aagaard et al., 1998)

V oblasti sportovní medicíny a prevence poranění byl poměr H/Q tradičně považován za potenciální rizikový faktor pro poranění hamstrinků a předního zkříženého vazů. Uvádí se například, že poměry $<0,55$ mohou být spojeny s až 4,7násobně vyšším rizikem poranění (Croisier et al., 2008). Nicméně prediktivní hodnota pro poranění ACL či hamstrinků je podle systematické a kritické rešerše omezená. Interpretace proto musí brát v úvahu rychlost, polohu kloubu, stranovost a trénovanost testované populace a případně doplnit posouzení o další neuromuskulární ukazatele (Kellis et al., 2023; Ruas et al., 2019a; Ruas et al., 2019b).

Ačkoli nelze H/Q poměr vnímat jako izolovaný prediktor poranění, některé studie naznačují jeho možný vliv na biomechaniku dopadu. Nižší hodnoty H/Q mohou být spojeny s omezenou schopností řídit předozadní pohyb tibie během dopadu, což může přispět k vyšší P_k vGRF nebo k menší kolenní flexi při dopadu, tedy k parametrům spojeným se zvýšeným rizikem poranění kolenních struktur (Heinert et al., 2021a; Quatman et al., 2012).

V tomto kontextu je poměr H/Q třeba chápat jako součást širší diagnostiky svalové rovnováhy a dynamické stability kolenního kloubu. V kombinaci s dalšími faktory, jako je absolutní síla, úroveň únavy nebo kvalita motorické kontroly, může poměr H/Q přispět k identifikaci jedinců s vyšším rizikem poranění a k návrhu cílených tréninkových programů zaměřených na optimalizaci svalové rovnováhy (Kellis et al., 2023).

2.3.4 Síla abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu

Síla abduktorů a adduktorů kyčlí představuje zásadní faktor ovlivňující stabilitu pánve a postavení dolní končetiny během dynamického zatížení. Tyto svalové skupiny významně ovlivňují kontrolu kolenního kloubu ve frontální rovině a prevenci DVK (Hewett et al., 2005). Oslabené abduktory vedou k nedostatečné kontrole pánve a nadměrnému vbočení kolenního kloubu, což zvyšuje jeho mechanické zatížení (Cashman, 2012; Crowell et al., 2021; Stearns-Reider et al., 2021).

Vedle absolutní síly je zásadní rovnováha mezi abduktory a adduktory (AD/AB). Za optimální se považuje poměr síly $\geq 1,00$ (síla abduktorů rovná nebo vyšší

než adduktorů). Hodnoty nižší než 0,80 se pojí s vyšším rizikem DVK a sníženou laterální stabilitou pánve (Cashman, 2012; Marušič et al., 2024; Olszewski et al., 2025). Tato nerovnováha často vede k sekundární kompenzaci svalů kolem kolenního kloubu, čímž se zvyšuje celkové riziko poranění (Kekelekis et al., 2024).

Síla kyčelních svalů rovněž významně ovlivňuje biomechanické parametry dopadu, včetně úhlu kolenní flexe, výskytu DVK a velikosti vGRF (Brown, McLean, & Palmieri-Smith, 2014). Proto představují klíčový článek neuromuskulární kontroly dolních končetin, přičemž jejich oslabení vede k pohybovým asymetriím a zvýšenému riziku poranění (Nguyen et al., 2017; Rodriguez, 2020).

2.3.5 Shrnutí vlivu svalové síly a svalové rovnováhy na biomechaniku dopadu

Dostupná literatura potvrzuje, že svalová síla a svalová rovnováha dolních končetin ovlivňují kinetické i kinematické parametry dopadu. Vyšší úroveň maximální síly je spojována s nižším Pk vGRF, kratší TTS vGRF a příznivějším kinematickým nastavením kolenního kloubu (Herman et al., 2022; Hou et al., 2025). Naopak nedostatečná síla či svalová dysbalance (nízký H/Q nebo AD/AB poměr) bývají spojovány se zvýšeným výskytem rizikových vzorců, jako je omezená flexe kolenního kloubu či DVK (Brown, McLean, & Palmieri-Smith, 2014; Cashman, 2012). Tyto mechanismy jsou obzvláště významné u vojenského personálu, kde se kombinují s vysokou fyzickou zátěží, únavou, nesením výstroje a výzbroje a pohybem v nerovném terénu. V takových podmínkách je nedostatečná svalová síla nebo svalová nerovnováha spojena s výrazně vyšším rizikem přetížení a poranění (Kraemer & Szivak, 2012; Lovalekar et al., 2021; Nindl et al., 2007).

Ačkoli samotná hodnota H/Q poměru není konzistentním ukazatelem rizika poranění napříč studiemi (Kellis et al., 2023), jeho význam spočívá v odrazu svalové rovnováhy mezi hamstrinky a kvadricepsy, která přímo ovlivňuje stabilitu kolenního kloubu při dopadu. H/Q poměr, posuzovaný společně s absolutní silou a AD/AB, poskytuje cenný doplňkový pohled na neuromuskulární kontrolu a umožňuje citlivější hodnocení účinnosti intervenčních programů zaměřených na prevenci muskuloskeletálních poranění.

Z praktického hlediska je zřejmé, že systematický silový trénink může cíleně modifikovat jak absolutní sílu, tak svalovou rovnováhu, a tím pozitivně ovlivnit biomechaniku dopadu (De Oliveira et al., 2024). Tyto poznatky zdůrazňují význam

cíleného pohybového programu zaměřeného nejen na rozvoj maximální síly, ale také na optimalizaci svalových poměrů (H/Q , AD/AB).

2.4 Význam tělesného složení a minerální hustoty kostí v prevenci muskuloskeletálních poranění

2.4.1 Složení těla a jeho vliv na mechanické zatížení dolních končetin

Tělesné složení představuje klíčový faktor ovlivňující mechanické zatížení pohybového aparátu, zejména dolních končetin. Nejčastěji je hodnocen pomocí ukazatelů jako je procento celkového tělesného tuku a množství svalové hmoty (Helén et al., 2023). Tyto parametry určují nejen rozložení sil při dopadu a schopnost organismu absorbovat mechanické zatížení (Shaw et al., 2022), ale zároveň mají vliv na celkový pohybový výkon a mohou ovlivnit riziko vzniku muskuloskeletálních poranění dolních končetin (Jespersen et al., 2014; Kahraman et al., 2025).

Zvýšený celkový podíl tělesného tuku je spojován s vyššími Pk vGRF a s prodlouženou dobou TTS vGRF. Tento efekt vyplývá zejména z větší celkové tělesné hmotnosti, která musí být během dynamických pohybů absorbována, přičemž úroveň neuromuskulární kontroly není dostatečná k její plné kompenzaci (Bowser et al., 2018; Bowser & Roles, 2021; Villarrasa-Sapiña et al., 2017).

Vyšší podíl svalové hmoty, který bývá spojen s větší svalovou silou a excentrickou kapacitou, je dáván do souvislosti s účinnějším tlumením nárazových sil a lepší stabilizací postoje. Větší excentrická práce svalů dolních končetin zvyšuje schopnost absorbovat mechanické zatížení při dopadech, což se odráží ve sníženém Pk vGRF a kratším TTS vGRF (Nagano et al., 2015; Norcross et al., 2013; Yeow et al., 2009). Tyto fyziologické výhody se promítají i do menšího rizika přetížení a poranění, jelikož jedinci s větším svalovým rozvojem vykazují nižší náchylnost ke stresovým zlomeninám a vyšší odolnost vůči dlouhodobému mechanickému zatížení (Fredericson et al., 2006).

Kromě množství svalové hmoty a celkového podílu tělesného tuku na celkové hmotnosti je důležitou součástí tělesného složení také minerální hustota kostí.

2.4.2 Minerální hustota kostí a její vliv na mechanické zatížení dolních končetin

Minerální hustota kostí (BMD) představuje klíčový determinant mechanické odolnosti pohybového aparátu při dlouhodobé fyzické zátěži. Nízká BMD je jednoznačně spojena se zvýšeným rizikem stresových zlomenin (Hart et al., 2017). Optimální úroveň BMD je zásadní pro udržení strukturální integrity skeletu a je ovlivňována genetickými predispozicemi, hormonální regulací, nutricí a především mechanickým zatížením (Herbert et al., 2019).

2.4.3 Shrnutí významu tělesného složení a minerální hustoty kostí v prevenci bezkontaktních muskuloskeletálních poranění

Tělesné složení významně ovlivňuje biomechaniku dopadu i riziko poranění. Vyšší podíl celkového tělesného tuku zvyšuje Pk vGRF a prodlužuje TTS vGRF (Bowser et al., 2018; Villarrasa-Sapiña et al., 2017), zatímco vyšší podíl svalové hmoty zlepšuje absorpci nárazů, stabilitu a snižuje incidenci stresových zlomenin (Fredericson et al., 2006; Nagano et al., 2015). Důležitým faktorem je i BMD, jejíž nízká úroveň je spojena s vyšším rizikem stresových zlomenin (Hart et al., 2017; Hughes et al., 2022).

Z praktického hlediska lze shrnout, že vojáci s vyšším podílem svalové hmoty, nižším celkovým tělesným tukem a optimální BMD lépe odolávají mechanickému zatížení a jsou méně náchylní k únavovým poraněním. Tyto faktory proto představují významné ukazatele fyzické připravenosti i dlouhodobé udržitelnosti výkonu v náročném vojenském prostředí (Kraemer & Szivak, 2012; Nindl et al., 2007).

2.5 Silový trénink jako nástroj prevence bezkontaktních muskuloskeletálních poranění dolních končetin

Svalové deficity a poruchy svalové rovnováhy, jako je snížená maximální síla 1RM BS, nevyvážený H/Q a AD/AB poměr, se odrážejí ve zhoršených biomechanických parametrech dopadu (zvýšené hodnotě Pk vGRF, prodlouženém TTS vGRF, omezené kolenní flexi a zvýšeném výskytu DVK). Tyto limitace, stejně jako nepříznivé složení těla (nízký podíl svalové hmoty, nadbytek celkového tělesného tuku) a snížená minerální hustota kostí, lze cíleně ovlivnit prostřednictvím specifického silového tréninku.

2.5.1 Význam silového tréninku v prevenci bezkontaktních muskuloskeletálních poranění

Silový trénink je široce uznáván jako modifikovatelný ochranný faktor s výrazným preventivním dopadem na bezkontaktní muskuloskeletální poranění, a to zejména v náročném vojenském prostředí (Joyce & Lewindon, 2016). Zvyšuje fyzickou připravenost, stabilitu a celkovou odolnost organismu, čímž se stává základem sportovního výkonu i prevence poranění. Adaptace, které zahrnují nárůst svalové hmoty a snížení celkového podílu tělesného tuku, zlepšují metabolickou efektivitu (ve smyslu vyššího klidového energetického výdeje díky většímu podílu svalové hmoty) a schopnost absorbovat nárazové síly, zatímco zvýšení BMD posiluje strukturální odolnost pohybového aparátu (Gérard et al., 2020; Harty et al., 2022; Mikkonen et al., 2024; C. Smith et al., 2022; Wernbom et al., 2007). Vyšší podíl svalové hmoty navíc poskytuje mechanickou podporu a tlumení, čímž snižuje výskyt stresových zlomenin a poranění měkkých tkání (Bennell & Brukner, 2005; Friedl et al., 2008).

Mechanismy ochranného účinku silového tréninku lze rozdělit na neurofyzilogické a strukturální. Na neurofyzilogické úrovni se zlepšuje aktivace motorických jednotek, inter- a intramuskulární koordinace a stabilita kloubů, což vede k efektivnějšímu pohybovému řízení (Markovic & Mikulic, 2010). Strukturální adaptace zahrnují zesílení šlach a vazů a zvýšení BMD, které společně zlepšují odolnost vůči opakovanému mechanickému zatížení a snižují riziko únavových poranění (Szewczyk et al., 2024).

Účinnost tohoto přístupu potvrzují i empirické studie. Intervenční program u izraelských vojáků vedl k poklesu incidence poranění na 14,8 % oproti 34,3 % v kontrolní skupině (Steinberg et al., 2021). Systematická přehledová studie dále ukázala, že vojenské programy kombinující silový trénink, akceleraci a funkční pohybové vzorce

přinášejí nejen zlepšení výkonu, ale i redukci bezkontaktních muskuloskeletálních poranění (C. Smith et al., 2022). Podobně i zkušenosti z americké armády ukazují, že začlenění specialistů na prevenci do výcviku vedlo k více než polovičnímu snížení poranění vedoucích k předčasnému ukončení služby (Clifton et al., 2023).

Účinnost silového tréninku se nejvýrazněji projevuje v oblasti dolních končetin, které jsou nejvíce zatěžovány při vojenské činnosti. Posílení svalových struktur stabilizujících kolenní a hlezenní kloub zlepšuje stabilitu, schopnost absorbovat nárazy a aktivní řízení pohybu, čímž snižuje riziko typických bezkontaktních poranění, jako ACL (Noll & Buob, 2024). Tyto adaptační změny se promítají nejen do kinetických parametrů dopadu, jako je nižší Pk vGRF, kratší TTS vGRF, ale také ke zlepšení kinematických vzorců pohybu, projevujících se větší kolenní flexí (menším úhlem mezi stehenní a bérceovou kostí) při dopadu, redukcí DVK a zlepšenou schopností aktivního řízení pohybu při náročných dynamických úkonech. To je podstatné pro vojenský personál.

2.5.2 Specifický silový trénink dolních končetin

Zlepšení maximální síly, excentrické kontroly a laterální stability dolních končetin, tělesného složení a minerální hustoty kostí může výrazně snížit riziko přetížení a bezkontaktních poranění. Programy tohoto typu, jako například Eagle tactical athlete program (ETAP), byly u vojenského personálu 101. výsadkové divize Spojených států amerických (USA) vyvinuty a ověřeny jako efektivní nástroj ke zlepšení fyzické připravenosti a prevenci zranění (Abt et al., 2010).

- **Rozvoj maximální svalové síly dolních končetin**

Zvýšení maximální síly dolních končetin je nezbytné pro efektivní plnění fyzicky náročných vojenských úkolů. Studie ukazují, že silnější dolní končetiny výrazně zlepšují výkon při fyzicky náročných úkolech, jako je zvedání a přenášení břemen, dopady nebo rychlé přesuny v terénu (Mikkonen et al., 2024). Zlepšená maximální síla dolních končetin také snižuje riziko bezkontaktních poranění, například únavových zlomenin, kdy se vojáci se slabšími dolními končetinami nacházejí v až pětinasobně vyšším riziku poranění (Hoffman et al., 1999; Noll & Buob, 2024).

- **Trénink neuromuskulární rovnováhy v oblasti kolenního kloubu (H/Q)**

Trénink rovnováhy mezi hamstringy a kvadricepsy (H/Q) je zásadní pro stabilitu kolenního kloubu (Yılmaz & Erdemir, 2023). Převaha kvadricepsů při běžném zatížení zvyšuje tah tibie směrem dopředu, čímž dochází ke zvýšenému mechanickému namáhání ACL (Tsarouhas et al., 2015). Pro optimalizaci tzv. H/Q poměru je třeba zařadit cvičení zaměřená na excentrickou sílu hamstringů. Tento typ tréninku posiluje zadní svalový řetězec a zvyšuje kontrolu v kritických fázích pohybu, jako je brzdivá fáze dopadu, okamžik dopadu nebo náhlá změna směru (Girdwood et al., 2025). Můžeme tedy říci, že pravidelným využitím excentrického posilování hamstringů se snižuje svalová dysbalance, dochází k výraznějšímu posílení zadního svalového řetězce a snižuje se riziko bezkontaktních i chronických poranění dolních končetin. V kontextu vojenského zatížení pak tato optimalizace svalové rovnováhy významně přispívá k vyšší stabilitě, odolnosti a celkové efektivitě pohybu.

- **Posílení abduktorů a adduktorů kyčlí (AD/AB)**

Specifický silový trénink dolních končetin musí zahrnovat cviky zaměřené na posílení a udržení rovnováhy mezi kyčelními abduktory a adduktory. V armádním prostředí, charakterizovaném asymetrickým zatížením (přesuny s výstrojí, manipulace s břemeny, rychlé změny směru), je vyvážený AD/AB poměr klíčový pro zachování dynamické stability a prevenci přetížení (Domínguez-Navarro et al., 2022; Harøy et al., 2019; Quintana-Cepedal et al., 2025). Praktické cvičební strategie zahrnují cviky jako laterální výpady, cviky zaměřené na aktivaci kyčelních abduktorů a adduktorů, či specifické silové cviky s odporovou zátěží. Pravidelné provádění těchto cviků zlepšuje neuromuskulární koordinaci, snižuje pohybové asymetrie a minimalizuje riziko svalových dysbalancí v oblasti kyčlí (Ribič et al., 2024). Zvláštní pozornost je nutné věnovat posilování adduktorů kyčlí, protože jejich oslabení bylo opakovaně spojováno s výskytem poranění třísel či dolních končetin při zvýšené fyzické zátěži a nedostatečné regeneraci (Tyler et al., 2001).

- **Efekt tréninku na neuromuskulární rovnováhu**

Silový a neuromuskulární trénink prokazatelně zlepšuje svalovou aktivaci a řízení pohybu, což vede k významnému snížení rizika muskuloskeletálních poranění u vojenského personálu (Steinberg et al., 2021). Navíc bylo opakovaně zjištěno, že systematický silový trénink zvyšuje motorickou koordinaci, aktivaci stabilizačních svalů a zlepšuje časování svalových kontrakcí, což vše dohromady vede ke snížení rizika bezkontaktních poranění nebo zranění v důsledku dlouhodobého přetěžování (C. Smith et al., 2022). Ve finské armádě vedla implementace takového programu k poklesu výskytu bezkontaktních poranění hlezenního kloubu až o 66 %, přičemž tréninková intervence zahrnovala kromě samotných cvičení také edukaci o rizicích a prevenci poranění (Parkkari et al., 2011). Podobně u britských námořních rekrutů snížila integrace neuromuskulárního cvičení do denního režimu výskyt poranění pohybového aparátu z 31 % na 8 %, což svědčí o významném zlepšení kontroly dolních končetin (Muckelt et al., 2024). Pozitivní vliv na neuromuskulární rovnováhu byl potvrzen i v osmitýdenním programu u vojenských sportovců, u kterých došlo ke zlepšení funkčního pohybu včetně stability trupu, kontroly kyčlí a koordinace při dynamických pohybech (Nari et al., 2020). Systematická rešerše potvrdila, že preventivní programy obsahující neuromuskulární složku mohou vést k celkovému snížení rizika muskuloskeletálních poranění až o 14 % napříč vojenskou populací (Bunn et al., 2022).

- **Efekt tréninku na změny tělesného složení**

Systematický silový trénink zaměřený na hlavní svalové skupiny dolních končetin vede k významnému nárůstu svalové hmoty a současnému snížení celkového podílu tělesného tuku (Korotych, 2024). Tyto změny se odrážejí ve zlepšené metabolické efektivitě, tedy v lepším využívání energetických substrátů a vyšším podílu svalové hmoty, která zvyšuje klidový energetický výdej. Současně dochází ke zvýšení excentrické a relativní síly, což přispívá k udržení požadované úrovně fyzické připravenosti (Douglas et al., 2017; Nindl et al., 2007).

Kromě výkonových přínosů je systematický silový trénink také zásadním preventivním opatřením proti muskuloskeletálním poraněním, protože posiluje nosné struktury a zvyšuje odolnost organismu vůči fyzickým nárokům služby (Kraemer & Szivak, 2012). Současně snížení celkového podílu tělesného tuku snižuje

zbytečné mechanické zatížení pohybového aparátu a zlepšuje relativní sílu, což jsou dva faktory, které jsou nezbytné pro udržení fyzické připravenosti (Chen et al., 2016; Sale et al., 2007).

Zvýšení svalové hmoty má navíc významnou mechanickou funkci, svalová tkáň poskytuje aktivní oporu kosterním strukturám a tlumí nárazové síly při dopadu či nošení břemen. Tyto strukturální adaptace zvyšují schopnost pohybového aparátu odolávat kumulativní zátěži a snižují riziko stresových zlomenin (Bennell & Brukner, 2005; Friedl et al., 2008; Gérard et al., 2020). U vojenského personálu tyto adaptace znamenají nejen zlepšení síly a vytrvalosti, ale také vyšší odolnost vůči kumulativnímu zatížení v operačních podmínkách (C. Smith et al., 2022).

- **Efekt tréninku na změnu minerální hustoty kostí**

Vedle svalových adaptací hraje v prevenci poranění a udržení fyzické připravenosti zásadní roli také kvalita kostí. Kostní aparát reaguje na mechanické zatížení procesem remodelace, jehož výsledkem je zvyšování BMD. Dynamické a nárazové formy zatížení, zejména silový a plyometrický trénink, stimulují adaptační procesy vedoucí k postupnému zpevnění nosných struktur (Rodricks et al., 2024). První známky adaptace lze pozorovat už po 8–16 týdnech pravidelného zatížení, kdy se zvyšují markery kostní novotvorby a dochází k mírnému nárůstu BMD (Antczak et al., 2007). U vojenského personálu, vystaveného vysoké tréninkové zátěži a dlouhodobému zatěžování nosného skeletu, bylo zjištěno, že nižší vstupní BMD jednoznačně zvyšuje riziko stresových zlomenin, zejména v oblasti tibie, femuru a pánevních kostí. Ačkoli se novotvořená kostní tkáň začíná formovat poměrně rychle, její plná mineralizace může trvat až rok, což vysvětluje zvýšenou incidenci únavových zlomenin u rekrutů během prvních měsíců základního výcviku (Hughes et al., 2022).

- **Periodizace silového tréninku v armádním prostředí**

Efektivní periodizace silového tréninku je klíčovým nástrojem pro optimalizaci výkonnosti a prevenci poranění u vojenského personálu. Základní struktura periodizace zahrnuje fázi úvodní adaptace, budování síly a následnou integraci silových prvků do specifických vojenských úkolů. Studie ukazují, že i když jak periodizovaný, tak neperiodizovaný trénink zlepšují fyzickou výkonnost, periodizovaný přístup vede

k udržitelnějšímu rozvoji silových schopností, a to i v úlohách simulujících bojové podmínky (Heilbronn et al., 2020).

Moderní vojenské tréninkové systémy tak přecházejí k flexibilním periodizačním modelům, které kombinují silový trénink, vysoko intenzivní intervalový trénink a funkční úkoly v plné výstroji, přičemž respektují reálné operační zatížení a dostupné zdroje (Ojanen et al., 2020).

Naopak tréninkové programy (s příliš vysokým podílem vytrvalostního zatížení) běžné během základního výcviku mohou negativně ovlivnit silový a výbušný výkon, což poukazuje na potřebu vyváženější struktury zatížení (Santtila et al., 2009).

Komplexní přístup k periodizaci, který zohledňuje individuální připravenost, operační prostředí a požadavky dané jednotky, přináší lepší výsledky než rigidní tréninkové plány. Vojenská připravenost tak není jen výsledkem objemu tréninku, ale i jeho struktury a schopnosti přizpůsobení reálnému nasazení (Kraemer & Szivak, 2012).

- **Silově-dynamický trénink v podmínkách vojenské zátěže**

Integrace silového tréninku s prvky dynamického zatížení představuje efektivní přístup ke zvýšení fyzické výkonnosti a zároveň prevenci poranění dolních končetin u vojenského personálu. Tento přístup spojuje tradiční silové prvky, jako jsou dřepy a mrtvé tahy, s plyometrickými cvičeními (výskoky, přeskoky, skoky na jedné noze), často prováděnými s externím zatížením (např. balistická vesta), a tím simuluje reálné armádní zatížení (Băițan, 2022; Fathi et al., 2019). Tento typ tréninku přináší nejen zvýšení maximální síly, ale také výrazné zlepšení výbušnosti, koordinace, schopnosti absorbovat dopad a kontrolovat pohyb v náročných podmínkách (Markovic & Mikulic, 2010). Z hlediska prevence poranění je silově-dynamický trénink spojen se zlepšením neuromuskulární kontroly, zvýšením stability kloubů a redukcí rizikových pohybových vzorců (Abt et al., 2010; Asadi et al., 2015). Studie rovněž ukazují, že silově-dynamické protokoly vedou k lepší symetrii dolních končetin a schopnosti udržet rovnováhu i v dynamických situacích (Yan et al., 2025).

2.5.3 Vliv silového tréninku na biomechanické parametry dopadu

Silový trénink má zásadní vliv na optimalizaci biomechanických parametrů dopadu, čímž přispívá ke snížení rizika poranění dolních končetin. Intervence zaměřené na sílu, excentrickou kontrolu a neuromuskulární koordinaci vedou ke zlepšení absorpce nárazu a stabilizačních schopností. Například u basketbalistů došlo po 8 týdnech silového tréninku k významnému snížení Pk vGRF během dopadu (Farokhi et al., 2023). Podobně jiná intervence zjistila snížení mediolaterálních sil o 64,8 %, vertikálního impulsu o 47,3 % a zkrácení TTS vGRF po dopadu o 44,2 %, což ukazuje na zlepšenou neuromuskulární kontrolu (Feria-Madueño et al., 2024).

Důležité jsou také důkazy o vlivu tréninku na parametry rizikové pro ACL, včetně redukce DVK, větší kolenní flexí (menším úhlem mezi stehenní a bérceovou kostí) a vylepšeného načasování aktivace hamstrinků. Neuromuskulární tréninkové intervence vedou k významným pozitivním změnám v biomechanice dopadu, což se projeví především lepší kontrolou dolních končetin a snížením rizika bezkontaktních muskuloskeletálních poranění (Hopper et al., 2017).

Důkazy z meta-analýz a randomizovaných studií podporují tvrzení, že kombinované neuromuskulární tréninkové programy mohou snížit riziko poranění dolních končetin o přibližně 40–50 %, zejména pokud jsou implementovány systematicky a s dostatečnou frekvencí a intenzitou (Emery et al., 2015; Hübscher et al., 2010; Hübscher & Refshauge, 2013; Parkkari et al., 2011).

Jak bylo uvedeno v předchozí části, nárůst svalové hmoty a zlepšení tělesného složení představují důležitý faktor ovlivňující schopnost absorbovat nárazové síly. Tyto strukturální adaptace, spolu se zvýšením BMD, zvyšují mechanickou odolnost pohybového aparátu vůči opakované zátěži (Bennell & Brukner, 2005; Friedl et al., 2008; Gérard et al., 2020).

Z praktického hlediska to znamená, že integrace silově-dynamického tréninku s výstrojí a výzbrojí představuje efektivní a cílený přístup k přípravě vojenského personálu (Knapik et al., 2012; Nindl et al., 2007). Tento typ zatížení vede k významnému zlepšení biomechaniky pohybu, výbušnosti a vytrvalosti (Chu & Myer, 2013; Wills et al., 2019). Současně přispívá ke snížení subjektivně vnímané námahy a k optimalizaci tělesného složení. Dlouhodobě podporuje zvýšení BMD, to má zásadní význam pro prevenci únavových zlomenin a udržení vysoké úrovně fyzické připravenosti v kontextu náročných operačních podmínek (Friedl et al., 2008; Harty et al., 2022; Nindl et al., 2007).

2.5.4 Shrnutí silového tréninku jako nástroje prevence bezkontaktních muskuloskeletálních poranění dolních končetin

Dostupná literatura jednoznačně ukazuje, že systematický silový trénink představuje účinný a modifikovatelný ochranný faktor proti muskuloskeletálním poraněním dolních končetin. Jeho účinky vycházejí z kombinace fyziologických, neuromuskulárních a strukturálních adaptací, které zvyšují svalovou sílu, stabilitu a odolnost pohybového aparátu, a zároveň pozitivně ovlivňují tělesné složení a BMD (Harty et al., 2022; Joyce & Lewindon, 2016; Pasanen, 2021; Szewczyk et al., 2024; Wernbom et al., 2007). Tyto změny jsou zvláště významné v náročném vojenském prostředí, kde je pohybová soustava vystavena vysokému mechanickému zatížení, únavě a asymetrickým silám (Clifton et al., 2023; C. Smith et al., 2022; Steinberg et al., 2021)

Na úrovni specifických mechanismů se ukazuje, že rozvoj maximální síly, excentrická kontrola a optimalizace svalové rovnováhy (H/Q, AD/AB) vedou ke snížení rizikových kinematických vzorců, jako je omezená kolenní flexe či dynamický valgus (Brown, McLean, & Palmieri-Smith, 2014; Farokhi et al., 2023). Zároveň nárůst svalové hmoty

a redukce celkového podílu tělesného tuku přispívají k účinnější absorpci nárazových sil, vyšší relativní síle a snížení výskytu stresových zlomenin, zatímco zvýšení BMD posiluje strukturální odolnost skeletu (Friedl et al., 2008; Hughes et al., 2022).

Tyto adaptační mechanismy se promítají do konkrétních biomechanických parametrů dopadu (nižší Pk vGRF, kratší TTS vGRF, větší kolenní flexí (menší úhel mezi stehenní a bérceovou kostí) a redukcí rizikových kinematických vzorců, zejména DVK) (Farokhi et al., 2023; Feria-Madueño et al., 2024; Hopper et al., 2017). Výsledkem je snížení rizika bezkontaktních poranění v důsledku přetížení, což potvrzují i systematické přehledy a meta-analýzy (Emery et al., 2015; Hübscher et al., 2010; Hübscher & Refshauge, 2013; Parkkari et al., 2011).

Z praktického hlediska lze shrnout, že cílený silový trénink optimalizuje svalovou sílu, neuromuskulární kontrolu, tělesné složení i BMD a představuje komplexní nástroj prevence poranění u vojenského personálu.

2.6 Shrnutí teoretických poznatků a východiska pro vlastní výzkum

Muskuloskeletální poranění dolních končetin patří k nejčastějším zdravotním komplikacím u vojenského personálu. Dominantní roli zde hrají bezkontaktní mechanismy, jako jsou dopady, změny směru či rotace, jejichž rizikovost dále umocňují specifické podmínky vojenského prostředí (nesení zátěže, nevhodná konstrukce obuvi, ergonomie výstroje či pohyb v nerovném terénu) (Attwells et al., 2006; Jones et al., 2018; Roy et al., 2016). Přestože zahraniční armády disponují robustními daty o incidenci těchto poranění (Hauret et al., 2010; L. Smith et al., 2016), v podmínkách AČR dosud chybí systematická analýza.

Za nejvýznamnější biomechanické ukazatele rizika poranění jsou považovány kinetické parametry dopadu, zejména Pk vGRF a TTS vGRF, a kinematické proměnné, mezi nimiž hraje zásadní roli omezená flexe kolenního kloubu a DVK (Bond et al., 2017; Hewett et al., 2005; Letafatkar et al., 2018). Tyto faktory poskytují citlivý rámec jak pro identifikaci rizikových jedinců, tak pro hodnocení účinnosti preventivních programů (Favre et al., 2016; McGuire & King, 2021).

Významným determinantem biomechaniky dopadu je také úroveň svalové síly a svalové rovnováhy. Vyšší maximální síla dolních končetin bývá spojována s nižším Pk vGRF, kratší TTS vGRF a příznivějším kinematickým nastavením kolenního kloubu, zatímco svalové dysbalance, například nízký H/Q nebo AD/AB poměr, souvisejí se zvýšeným výskytem rizikových vzorců, jako je omezená flexe či DVK (Brown, McLean, & Palmieri-Smith, 2014; Cashman, 2012; Herman et al., 2022). Tyto faktory jsou obzvlášť významné u vojáků, kteří se pohybují v podmínkách vysoké fyzické zátěže, únavy a asymetrického zatížení (Kraemer & Szivak, 2012; Lovalekar et al., 2021).

Systematický silový trénink představuje účinný preventivní prostředek, který prostřednictvím kombinace fyziologických a neuromuskulárních adaptací zvyšuje svalovou sílu, stabilitu a celkovou odolnost pohybového aparátu, zlepšuje tělesné složení a snižuje incidenci poranění (Joyce & Lewindon, 2016; Pasanen, 2021; Szewczyk et al., 2024). Jeho účinnost se nejvýrazněji projevuje v oblasti dolních končetin, kde cílené posilování a neuromuskulární trénink vedou ke zlepšení absorpce nárazů, redukci rizikových kinematických vzorců a stabilizaci kloubů (Farokhi et al., 2023; Hopper et al., 2017).

Neméně důležitou roli sehrává tělesné složení a BMD. Vyšší celkový podíl tělesného tuku zvyšuje mechanické zatížení a prodlužuje dobu stabilizace, zatímco vyšší

podíl svalové hmoty zlepšuje schopnost tlumit nárazy a snižuje riziko stresových zlomenin. Nízká BMD je jednoznačně spojena s vyšší incidencí únavových fraktur, přičemž silový trénink podporuje růst svalové hmoty, redukcí celkového podílu tělesného tuku i zvýšení BMD, a tím komplexně zlepšuje odolnost vůči vysokému zatížení (B. Bowser et al., 2018; Fredericson et al., 2006; Hart et al., 2017; Hughes et al., 2022).

2.6.1 Mezera ve výzkumu a vymezení cíle práce

Navzdory rostoucímu množství poznatků o biomechanice dopadu, svalové síle, tělesném složení a minerální hustotě kostí u vojenského personálu zůstává problematika prevence bezkontaktních muskuloskeletálních poranění dolních končetin v podmínkách AČR dosud nedostatečně prozkoumána.

Zahraniční armády (např. USA, Finsko, Izrael) již realizovaly různé specifické pohybové programy, které vedly ke snížení výskytu poranění a ke zlepšení fyzické připravenosti vojáků (Abt et al., 2010; Clifton et al., 2023; Steinberg et al., 2021). Tyto studie však zpravidla hodnotí především výkonnostní ukazatele, zatímco komplexní biomechanické a morfologické souvislosti, tedy vztahy mezi kinematikou, kinetikou, svalovou silou a rovnováhou, tělesným složením a minerální hustotou kostí, zůstávají sledovány pouze okrajově.

V podmínkách AČR dosud chybí výzkum, který by integrovaně zhodnotil účinek specifického pohybového programu na uvedené biomechanické, silové a strukturální ukazatele a současně ověřil jeho praktickou využitelnost v rámci tělesné přípravy bez nutnosti specializovaného posilovacího vybavení, s využitím běžně dostupných prostředků vojenské výstroje (např. balistická vesta, batoh). Takový program by měl reflektovat reálné požadavky vojenské služby, pohyb pod zátěží, dopady z výšky a dlouhodobé mechanické zatížení.

3 CÍLE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

Cílem tohoto disertačního projektu je navrhnout a experimentálně ověřit vliv šestitýdenního specifického pohybového programu, navrženého pro podmínky vojenského prostředí AČR, na vybrané biomechanické, silové a strukturální ukazatele související s rizikem bezkontaktních muskuloskeletálních poranění dolních končetin při dopadu.

Kinetické parametry dopadu:

- **Výzkumná otázka číslo 1:**

Ovlivňuje specifický pohybový program kinetické parametry dopadu, konkrétně maximální vertikální reakční sílu (P_{kvGRF}) a čas do stabilizace vertikální reakční síly (TTS $vGRF$) při seskoku se zátěží a bez ní?

- **Hypotézy:**

H1: Předpokládáme, že specifický pohybový program povede ke snížení maximální vertikální reakční síly (P_{kvGRF}) při dopadu z výšek 50 cm a 75 cm za podmínek bez zátěže a s vojenskou výstrojí o hmotnosti 21,45 kg (DiStefano et al., 2016).

H2: Předpokládáme, že specifický pohybový program povede ke zkrácení času do stabilizace vertikální reakční síly (TTS $vGRF$) při dopadu z výšek 50 cm a 75 cm za podmínek bez zátěže a s vojenskou výstrojí o hmotnosti 21,45 kg (Feria-Madueño et al., 2024).

Kinematické parametry dopadu:

- **Výzkumná otázka číslo 2:**

Přináší specifický pohybový program změny v kinematice kolenního kloubu při dopadu, konkrétně v úhlu flexe a míře dynamického valgu, za podmínek se zátěží a bez ní?

- **Hypotézy:**

H3: Předpokládáme, že specifický pohybový program povede ke zmenšení úhlu flexe kolenního kloubu, a tím k většímu ohnutí kolene během dopadu z výšek 50 cm a 75 cm za podmínek bez zátěže a s vojenskou výstrojí o hmotnosti 21,45 kg (Yang et al., 2018).

H4: Předpokládáme, že specifický pohybový program povede ke zmenšení dynamického valgu kolenního kloubu (DVK), a tím ke zlepšení frontální stability během dopadu z výšek 50 cm a 75 cm, a to za podmínek bez zátěže a s vojenskou výstrojí o hmotnosti 21,45 kg, hodnocené zvlášť u pravé i levé končetiny (Sahabuddin et al., 2021).

Silové (neuromuskulární) parametry:

- **Výzkumná otázka číslo 3:**

Jaký vliv má šestitýdenní specifický pohybový program na maximální sílu dolních končetin (1RM BS) a svalovou rovnováhu vyjádřenou poměry hamstrinků a kvadricepsů (H/Q) a abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu (AD/AB)?

- **Hypotézy:**

H5: Předpokládáme, že specifický pohybový program povede ke zvýšení maximální síly dolních končetin (1RM BS) (Perlmutter et al., 2016).

H6: Předpokládáme, že specifický pohybový program povede ke zlepšení funkční izokinetické svalové rovnováhy dolních končetin, vyjádřené poměrem excentrické síly hamstrinků ku koncentrické síle kvadricepsů (H/Q), hodnocené samostatně pro pravou a levou dolní končetinu (Dorgo et al., 2012).

H7: Předpokládáme, že specifický pohybový program povede k zlepšení izometrické svalové rovnováhy dolních končetin, vyjádřené poměrem maximální síly adduktorů a abduktorů kyčelního kloubu (AD/AB), hodnoceným samostatně pro pravou a levou končetinu (Saryono et al., 2022).

Strukturální parametry:

- **Výzkumná otázka číslo 4:**

Jaký vliv má šestitýdenní specifický pohybový program na tělesné složení a minerální hustotu kostí?

- **Hypotézy na výzkumnou otázku:**

H8: Předpokládáme, že specifický pohybový program nepovede k úbytku subtotální beztukové (svalové) hmoty (Subtot lean) těla (Helén et al., 2023).

H9: Předpokládáme, že specifický pohybový program povede ke snížení celkového podílu tělesného tuku (Wbtot Pfat) (Zuo et al., 2022).

H10: Předpokládáme, že specifický pohybový program nepovede ke změně celotělové minerální hustoty kostí (Wbtot BMD) (Massini et al., 2022).

4 METODY

Výzkum byl proveden v 1. čtvrtletí roku 2024 ve spolupráci s laboratořemi Biomechaniky extrémního zatížení a Tréninkové adaptace na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Všechny experimentální protokoly byly v souladu se směrnicemi Helsinské deklarace a studie byla schválena Institucionální revizní komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu (číslo schválení 281/2022).

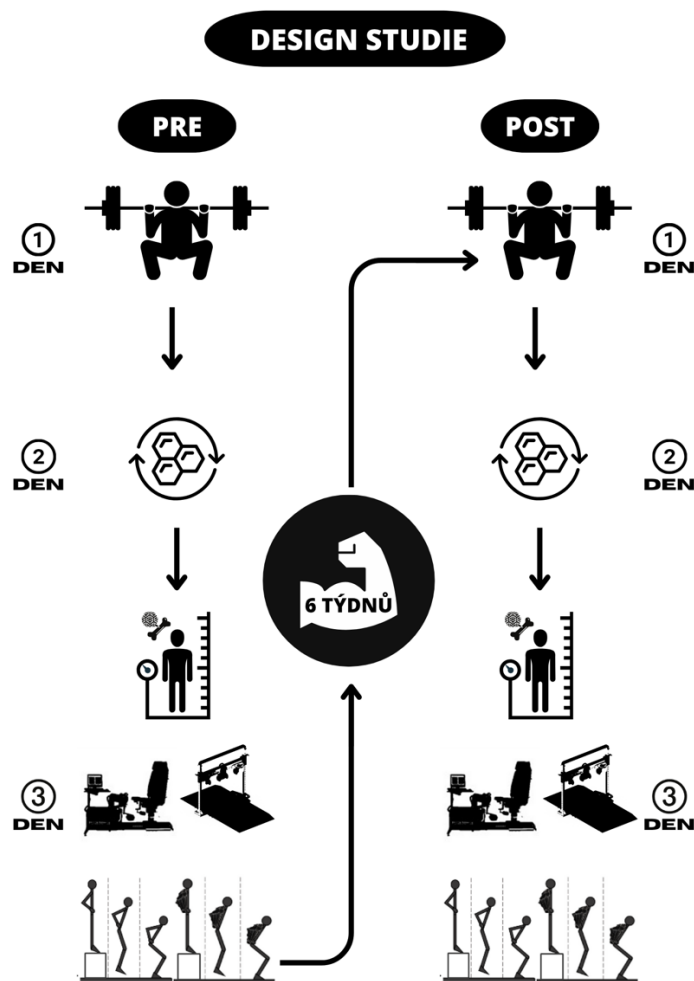
4.1 Design studie

Studie byla navržena jako kvazi-experimentální intervenční výzkum se dvěma skupinami (intervenční vs. kontrolní) a dvoufázovým měřením (PRE – POST).

Každé z těchto měření probíhalo ve tří denním cyklu. První den bylo provedeno stanovení jednoho opakovacího maxima v zadním dřepu (1RM BS), následoval den určený k zajištění dostatečné regenerace a obnovení neuromuskulární kapacity. Třetí den proběhlo komplexní měření zahrnující analýzu tělesného složení a minerální hustoty kostí pomocí DXA, hodnocení svalové rovnováhy dolních končetin (poměry hamstrinky/kvadricepsy a abdukce/addukce kyčelních kloubů) a záznam kinetických a kinematických parametrů dopadu.

Po dokončení úvodního (PRE) měření následovalo šest týdnů intervence, během které intervenční (I) skupina absolvovala specifický pohybový program, zatímco kontrolní (K) skupina pokračovala ve svém běžném výcvikovém režimu (služební činnosti bez specifické intervence). Poté bylo provedeno závěrečné (POST) měření které probíhalo ve stejném rozsahu, struktuře a za stejných podmínek jako PRE měření (obrázek 4).

Veškerá měření byla zajištěna týmem vyškolených odborníků se zkušenostmi s použitými zařízeními a testovacími protokoly, přičemž na konzistentní průběh PRE i POST fáze dohlížel stejný vedoucí měření. Tím byla zaručena vysoká míra standardizace, spolehlivosti a vnitřní konzistence napříč celým protokolem.



Obrázek 4 - Flow diagram - design studie

4.2 Výzkumný soubor

Do studie byli zařazeni příslušníci AČR, konkrétně vojáci z povolání ze 31. pluku radiační, chemické a biologické ochrany, 71. mechanizovaného praporu "Sibiřského" ze 7. mechanizované brigády, Čestné stáže a také kadeti z Vojenského oboru. Výběr probíhal cíleně z důvodu zaměření výzkumu na fyzickou připravenost a pohybové schopnosti vojenského personálu v kontextu zátěžových situací. Z celkového počtu čtyřiceti čtyř vojáků a osmnácti kadetů byli k účasti vybráni pouze ti, kteří splňovali následující kritéria: věk ≥ 18 let, lékařská klasifikace „A“ (plná způsobilost k výkonu vojenské služby), absence akutního onemocnění a muskuloskeletálního poranění v posledních třech měsících, a předchozí zkušenost s danými motorickými úkoly (zadní dřep, dopad z výšky) a nesením zátěže. Kritéria splnili všichni zařazení participanti, zároveň byli seznámeni s cíli studie a podepsali informovaný souhlas s dobrovolnou účastí.

Nošení balistické vesty a vojenského batohu představuje standardní součást výcviku v rámci bojové připravenosti. Technika dřepu u kadetů byla vyučována v rámci úvodního tělesného výcviku pod vedením trenéra s certifikací NSCA-CSCS. U vojáků z povolání byla technika dřepu upravena na konkrétních útvarech tělovýchovným pracovníkem v hodinách základní tělesné přípravy.

Po výběru byli účastníci rozděleni do dvou skupin (I a K). Skupina I absolvovala cílený tréninkový program zaměřený na rozvoj silových schopností dolních končetin a stabilitu při dopadu, zatímco Skupina K pokračovala ve svém běžném výcviku bez specifické intervence. Toto rozdělení umožnilo posoudit efekt cílené intervence v porovnání s běžným režimem příslušníků AČR.

Z organizačních důvodů nebylo možné provést původně zamýšlenou randomizaci VzP a kadetů. Výzkumný design musel být přizpůsoben možnostem útvarů, přičemž bylo prioritou zachovat kontinuitu služebních úkolů bez narušení operační připravenosti jednotek. Z důvodu operačního vytížení byli příslušníci 71. mechanizovaného praporu "Sibiřského" zařazeni výhradně do K skupiny, kterou tvořilo devatenáct VzP.

Do skupiny I byli zařazeni VzP ze 31. pluku radiační, chemické a biologické ochrany, Čestné stáže a kadeti z Katedry vojenské tělovýchovy. Srovnání výchozích charakteristik a výkonnostních ukazatelů neodhalilo podstatné rozdíly mezi VzP a kadety, proto byly obě podskupiny analyzovány společně (příloha Z-score). Konečný výzkumný soubor I skupiny tak tvořilo 44 fyzicky aktivních mužů (18 kadetů a 26 VzP).

4.3 Metody sběru a zpracování dat

4.3.1 Standardizovaný protokol zahřátí

Každý participant absolvoval před zahájením testovacího protokolu standardizované a kontrolované rozcvičení s cílem snížit riziko poranění a aktivovat hlavní svalové skupiny dolních končetin pro specifické zatížení.

Zahřátí bylo provedeno vždy pouze jednou na začátku každého testovacího dne. Ve třetím dni testování mu však předcházela analýza tělesného složení a minerální hustoty kostí pomocí DXA, která byla realizována bez rozcvičení, zatímco následná měření svalové rovnováhy a dopadových parametrů již probíhala po standardizovaném zahřátí.

Standardizovaný protokol začínal pětiminutovou jízdou na cyklistickém ergometru s odporem $1,5\text{--}2\text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ tělesné hmotnosti při kadenci $60\text{--}90\text{ ot}\cdot\text{min}^{-1}$

(Stastny et al., 2018), po níž následovala specifická dynamická část. Tato část zahrnovala dvě série po deseti výpadech vpřed s vlastní hmotností, dvě série po deseti excentrických zakopáváních hamstrinků na gymnastickém míči každou nohou zvlášť (s 1min pauzou mezi sériemi), dále deset dřepů s výskokem z hlubokého dřepu a deset laterálních dřepů s unožením (Gogte, 2017; Manoel et al., 2008; Rodríguez et al., 2018).

4.3.2 Hodnocení maximální síly dolních končetin

Pro odhad maximální síly dolních končetin byl u každého participanta použit test jednoho opakovacího maxima zadního dřepu (1RM BS), který odpovídal protokolu popsanému v předchozích studiích (J. M. Oliver et al., 2013; Schoenfeld et al., 2022). Každý participant prováděl test 1RM BS pod dohledem. Protokol (J. M. Oliver et al., 2013) zahrnoval dvě série po pěti opakováních s 40–60 % samostatně udávané 1RM BS (s dvouminutovými pauzami mezi sériemi), poté třiminutovou pauzu a dvě série po 2–3 opakováních s 60–80 % 1RM BS (opět s dvouminutovými pauzami mezi sériemi). Poté následovala jednotlivá maximální opakování s rostoucí zátěží (s 3–5minutovými pauzami mezi pokusy), dokud participant nedosáhl svého 1RM BS. Protokol byl ukončen buď po dvou neúspěšných pokusech, nebo v případě, že participant nebyl schopen udržet správný pohybový vzor dřepu. Po celou dobu testování byli participant silně slovně motivováni testerem k dosažení maximálního výkonu. Úspěšně provedený maximální výkon v kilogramech (1RM BS) byl použit pro následné analýzy.

Dřepy byly prováděny v kleci určené pro provádění dřepů s použitím kalibrované činky značky Eleiko (20 kg, průměr osy 28 mm) a kalibrovaných kotoučů a svorek stejné značky. Do celkové hmotnosti byly zahrnuty pouze osa a kotouče, svorky nebyly započítány.

4.3.3 Hodnocení tělesného složení a minerální hustota kostí

U všech participantů proběhla analýza tělesného složení a minerální hustoty pomocí metody DXA. Měření bylo naplánováno na 8. hodinu ranní, přičemž poslední jídlo probandi konzumovali ve 20:00 předešlého dne (tj. přibližně 12hodinový půst). Metoda DXA umožnila kvantifikovat minerální hustotu kostí, subtotální beztukovou (svalovou) hmotu a celkový podíl tělesného tuku, a tím vytvořit tříkompartmentový model tělesného složení (Mattila et al., 2007).

Před samotným vyšetřením byla u každého participanta změřena výška a hmotnost s přesností na 0,1 cm a 0,1 kg (Morrison et al., 2016). Následně odstranili veškeré kovové i anorganické materiály (šperky, opasky a další doplňky), aby se zamezilo možnému

zkreslení měření. Během skenování byli instruováni setrvat v klidu v poloze vleže a dodržovat standardizované podmínky měření, čímž se zajistila přesnost a konzistentní reprodukovatelnost výsledků (Nana et al., 2015). Doba skenování trvala přibližně 5-10 minut (Morrison et al., 2016).

V této studii byl použit přístroj Hologic QDR 4500A se softwarem APEX™ verze 5,6,0,5 (Hologic, Inc., Bedford, MA, USA), který umožňuje přesné vyhodnocení tělesného složení i minerální hustoty kostí. Pro udržení dlouhodobé přesnosti a konzistence byla prováděna pravidelná kontrola kalibrace přístroje (Nana et al., 2012).

Měření tělesného složení a minerální hustoty kostí proběhlo před i po specifickém pohybovém programu. To nám umožnilo detailněji vyhodnotit, jaký vliv měla daná intervence na strukturální změny těla (Wood et al., 2010). Pro účely této studie byly zaznamenávány celková beztuková hmota (Subtot lean (kg)), celkový podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat (%)) (Amaro-Gahete et al., 2019; Farina et al., 2022; Suarez-Arrones et al., 2019; Wood et al., 2010) a celotělová minerální hustota kostí (Wbtot BMD) (Casez et al., 1995), které poskytly přesnější vhled změn ve strukturálních složkách tělesném složení. Celkové měření těla zahrnovalo analýzu oblasti hlavy (Morrison et al., 2016).

4.3.4 Hodnocení svalové rovnováhy dolních končetin

4.3.4.1 Funkční poměr H/Q

Pro stanovení poměru svalové síly mezi hamstrinky a kvadricepsem bylo využito izokinetické testování pomocí dynamometru Humac Norm (Cybex CSMI, Stoughton, MA, USA). Testování probíhalo v sedě s fixovaným trupem, pánví a stehnem pomocí stabilizačních popruhů. Osa rotace přístroje byla zarovnána s laterálním kondylem femuru testované končetiny. Rozsah pohybu byl nastaven od plné extenze (0°) do 90° flexe kolenního kloubu a každá dolní končetina byla testována samostatně (Stastny et al., 2018).

Před zahájením testování byla testovaná končetina zvážena při úhlu 30° pomocí statické gravitační korekce podle doporučení výrobce. Následně participanti absolvovali pět submaximálních opakování při úhlové rychlosti $30^\circ \cdot s^{-1}$ pro seznámení s přístrojem a procedurou. Hlavní testovací protokol zahrnoval pět koncentrických a pět excentrických opakování flexe a extenze kolenního kloubu při rychlosti $120^\circ \cdot s^{-1}$. Pořadí jednotlivých typů svalových kontrakcí bylo randomizováno. Během testování byli participanti verbálně motivováni k maximálnímu úsilí, ale průběžné výsledky jim nebyly sdělovány.

Mezi jednotlivými sériemi byla dodržena pauza v délce jedné minuty s cílem minimalizovat vliv svalové únavy. Z pěti opakování byl pro každou podmínku vybrán pokus s nejvyšším gravitačně korigovaným kloubním momentem. Pro analýzu byl využit rozsah pohybu 10° – 70° , aby byly eliminovány okrajové setrvačné vlivy. Do finálního zhodnocení byl zahrnut maximální dosažený krouticí moment (peak torque) z každé testovací podmínky. (Kellis et al., 2019, 2023; Stastny et al., 2018).

Pro výpočet funkčního poměru H/Q byla použita excentrická kontrakce hamstrinků vůči koncentrické kontrakci kvadricepsu (HECC120/QCON120), měřená při úhlové rychlosti $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ (Kellis et al., 2019). Pro statistickou analýzu byly použity přímo hodnoty poměru H/Q.



Obrázek 5 - Izokinetický dynamometr Humac Norm (Cybex CSMI, Stoughton, MA, USA) (Humac Norm, 2025)

4.3.4.2 Izometrický poměr AD/AB

Izometrická síla adduktorů a abduktorů kyčelního kloubu byla hodnocena pomocí testovacího systému ForceFrame (VALD Performance, Brisbane, Austrálie). Testování probíhalo v poloze vleže na zádech s pokrčenými koleny, přičemž kyčle byly ve flexi 60° a chodidla byla volně opřena o podložku. Pro měření abdukce byly vnější strany kolen opřeny o polstrované senzory síly, zatímco při měření addukce byly v kontaktu se senzory vnitřní strany kolen. Poloha pádel byla individuálně upravena dle výšky každého participanta. Otočení příčné tyče bylo nastaveno na 0° (DeLang et al., 2023; O' Connor et al., 2023, 2024)

Před zahájením hlavního testování absolvovali účastníci jedno seznamovací opakování pro každou svalovou skupinu. Následovalo šest opakování, střídavě zaměřených na addukci a abdukci. U každého participanta bylo náhodně určeno, kterou variantou test začínal. Každá izometrická kontrakce trvala 3–5 sekund a mezi jednotlivými opakováními byla dodržena pauza v délce 10 sekund, aby se minimalizoval

vliv únavy. Účastníci byli instruováni, aby během každé kontrakce drželi kolena směřující vzhůru a vyvíjeli maximální tlak proti opěrkám. Po celou dobu testování byli účastníci silně slovně motivováni testerem k dosažení maximálního úsilí (DeLang et al., 2023; O' Connor et al., 2023).

Systém ForceFrame automaticky zaznamenával maximální vyvinutou sílu pravé a levé dolní končetiny (N), procentuální asymetrii mezi stranami a poměr abdukce k addukci. Naměřené údaje byly shromážděny prostřednictvím softwaru Scoreboard (VALD Performance, Austrálie) a přeneseny do datového souboru. Pro statistickou analýzu byly použity přímo hodnoty poměru AD/AB .



Obrázek 6 - ForceFrame (ValdPerformance, 2025)

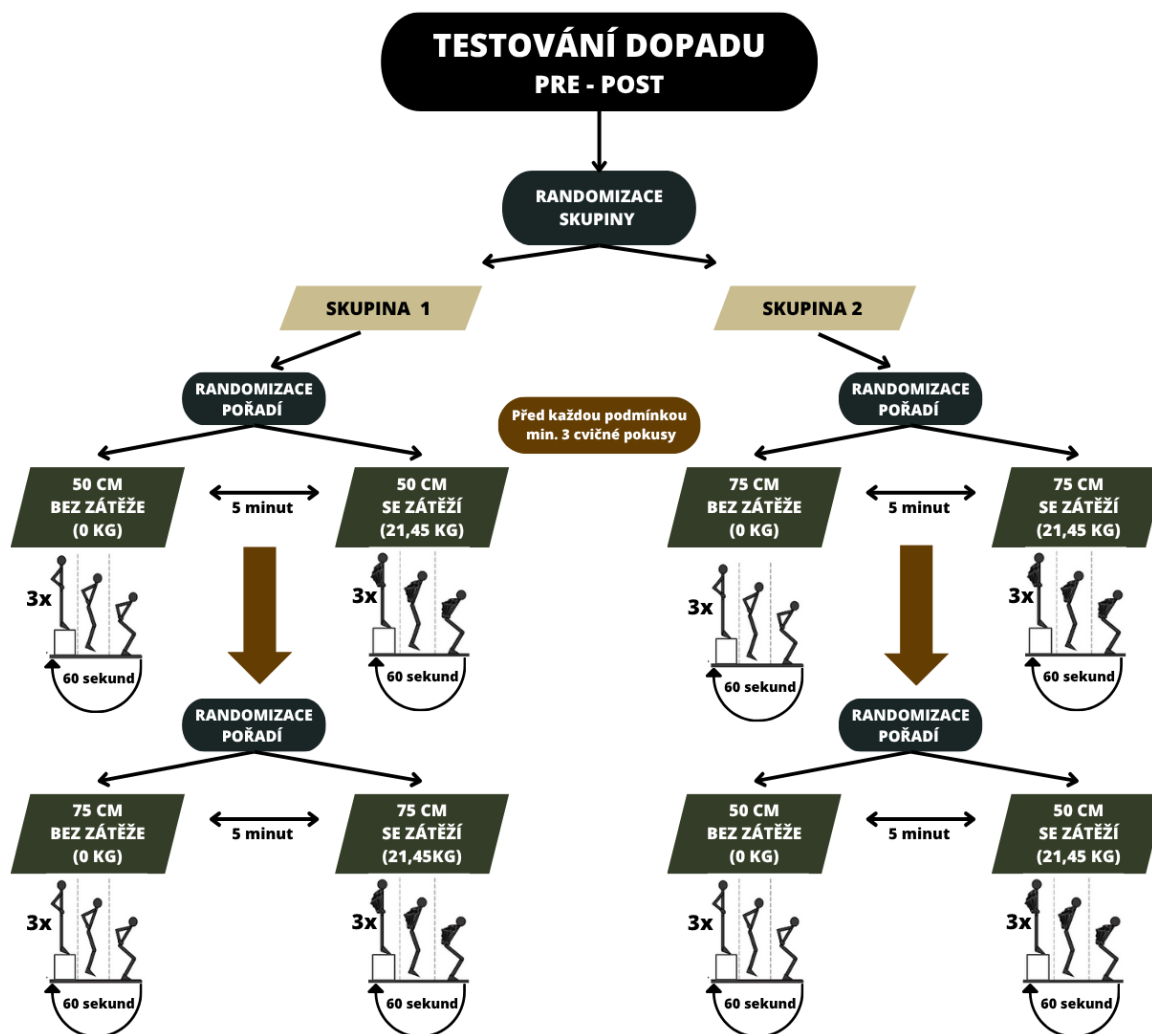
4.3.5 Experimentální protokol dopadového testu

Pro analýzu biomechaniky dopadu byl použit standardizovaný test dopadu "Drop Landing" (DL) (Hawkin dynamics, 2025). Test byl prováděn ze dvou výšek (50 cm a 75 cm), z nichž participantů prováděli bilaterální dopady na dvě vedle sebe umístěné kalibrované siloměrné desky (Badby et al., 2023). Během každého pokusu byla současně zaznamenávána biomechanika dolních končetin pomocí dvoudimenzionální videoanalýzy.

Před každým pokusem stáli participantů na vyvýšené platformě s chodidly v širší ramen a s rukama umístěnými na bedrech, aby se minimalizoval vliv pohybu horních končetin na biomechaniku dopadu. Z výšky 50 cm nebo 75 cm následně provedli seskok dopředu s oběma dolními končetinami a dopadli bilaterálně tak, že každé chodidlo směřovalo na samostatnou siloměrnou desku. Po dopadu měli setrvat ve vzpřímené a stabilní pozici po dobu dvou sekund za účelem zajištění rovnováhy a validního měření (Sell et al., 2010).

Každý participant absolvoval celkem 24 platných dopadů, rozdělených rovnoměrně mezi čtyři experimentální podmínky definované kombinací dvou výšek (50 cm a 75 cm) a s nebo bez přidané nesené zátěže (balistická vesta a helma 21,45 kg). Skupina I provedla 12 dopadů před intervencí a 12 dopadů po jejím ukončení. Skupina K absolvovala identický testovací protokol před a po šesti týdnech, bez intervenčního programu.

V rámci každé skupiny byli participanté náhodně rozděleni na dvě podskupiny, z nichž jedna zahajovala testování dopady z výšky 50 cm a druhá z výšky 75 cm. V rámci každé výšky bylo dále randomizováno pořadí podmínek bez nesené zátěže a s nesenou zátěží. Všechny pokusy byly realizovány během jednoho testovacího dne. Mezi jednotlivými dopady v rámci každé podmínky byla dodržována pauza 60 sekund, mezi jednotlivými podmínkami pauza 5 minut (obrázek 7). Pokusy, během nichž účastníci správně nedopadli oběma chodidly na siloměrné desky, ztratili rovnováhu nebo se dotkli okolní plochy mimo siloměrných desek, byly zamítnuty. Nicméně v rámci každé testovací podmínky museli úspěšně dokončit tři platné pokusy. Před každou testovací podmínkou měl každý participant k dispozici nejméně tři cvičné pokusy, jehož cílem bylo zajištění porozumění instrukcím a technické správnosti provedení (Sell et al., 2010). Všechny pokusy splnily stanovená kritéria a žádný pokus nemusel být vyloučen, všichni tedy úspěšně dokončili tři platné pokusy v rámci každé testovací podmínky.



Obrázek 7 - Flow diagram - testování dopadu

Testování probíhalo ve standardizované obuvi (boty polní vz. 2011) (obrázek 8), která přispívá ke stabilizaci nártu (G. D. Oliver et al., 2011) a ve sjednoceném oděvu složeném z nátělníku lehkého termo vz. 2012 (obrázek 9) a plaveckých slipů (obrázek 10). Tato kombinace výstroje byla zvolena s cílem zachovat volnost pohybu a minimalizovat vliv oděvu na biomechanické parametry dopadu.



Obrázek 8 - Boty polní vz. 2011 (Militarysklad, 2025)



Obrázek 9 - Nátělník lehký termo vz. 2012 (zdroj: autor)



Obrázek 10 - Plavky slipové (zdroj: autor)

4.3.6 Záznam a zpracování kinetických a kinematických dat

Kinetická analýza zahrnovala využití dvou kalibrovaných siloměrných desek Hawkin Dynamics (Hawkin Dynamics, Westbrook, ME, USA) (obrázek 11) s frekvencí vzorkování 1000 Hz (Badby et al., 2023). Data byla zaznamenávána a předzpracována pomocí softwaru Hawkin Dynamics. V rámci DL byly vybrány dvě klíčové proměnné, a to vrcholová vertikální reakční síla (P_k vGRF) definovaná jako maximální hodnota vertikální složky GRF během kontaktu s podložkou a čas do stabilizace vertikální reakční síly (TTS vGRF), který byl určen jako doba od počátečního kontaktu po období, kdy se vertikální reakční síla stabilizuje v rámci ± 5 % tělesné hmotnosti po dobu nejméně 1 sekundy (Merrigan et al., 2022; Sell et al., 2010).



Obrázek 11- Siloměrné desky Hawkin Dynamics (Hawkin Dynamics, Westbrook, ME, USA), (zdroj: autor)

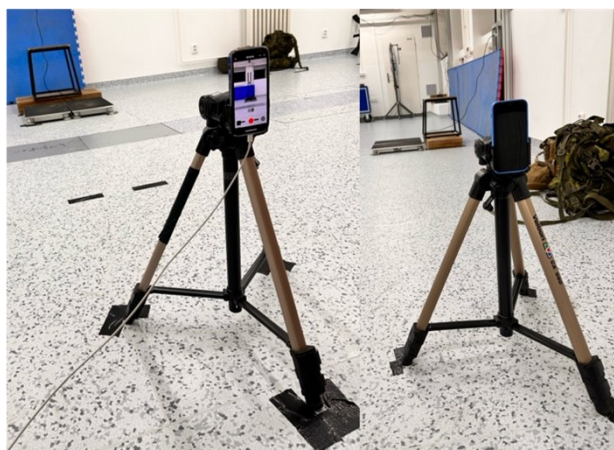
Kinematická analýza byla provedena pomocí dvoudimenzionálního videozáznamu ze dvou synchronizovaných zařízení iPhone 15 Pro (obrázek 12) (Apple Inc., CA, USA) s vysokorychlostním režimem 240 snímků za sekundu. První kamera byla umístěna ve výšce 45 cm a ve vzdálenosti 2,3 m před participantem, aby snímala čelní rovinu pro analýzu valgózního/varózního postavení kolenních kloubů. Druhá kamera byla umístěna laterálně ve stejné výšce a vzdálenosti, aby zachytila sagitální rovinu pro analýzu úhlu flexe kolenního kloubu.

Záznamy byly analyzovány pomocí softwaru Kinovea (verze 1.3.0), který umožňuje přesné měření úhlových parametrů na základě vizuálně identifikovaných anatomických orientačních bodů (Marotta et al., 2020).

Na základě videozáznamu z frontální roviny byly u každé dolní končetiny identifikovány tři anatomické orientační body: střed kyčelního kloubu, střed kolenního kloubu a střed hlezenního kloubu (obrázek 13). Dynamický valgus kolenního kloubu byl definován jako úhel mezi osou stehenní a bércevé kosti v čelní rovině, který vyjadřoval laterální vychýlení kolenního kloubu vůči neutrální ose. Kladné hodnoty úhlu odpovídaly varóznímu postavení (kolenní kloub vybočené ze střední linie ven), záporné hodnoty valgóznímu postavení (kolenní kloub vtočené dovnitř). Měření bylo provedeno v okamžiku maximální flexe kolenního kloubu, odpovídajícím největšímu zatížení dolní končetiny během dopadu. Tento okamžik byl určen podle nejnižší polohy pánve, vizuálně identifikované z videozáznamu. Analýza byla provedena samostatně pro levou a pravou dolní končetinu (Gentile et al., 2021; Russo & Row Lazzarini, 2015). Pro hodnocení pohybu v sagitální rovině byla následně provedena analýza záznamu, v níž byly označeny tři laterální orientační body: velký trochanter, laterální epikondyl femuru a laterální malleolus (obrázek 14). Flexe kolenního kloubu byla hodnocena pouze na dominantní dolní končetině (definované jako preferovaná „dopadová“ noha) (McPherson et al., 2016; Padua et al., 2015; Whyte et al., 2017). Úhel flexe byl definován jako úhel mezi stehenní a bérceovou kostí v okamžiku maximální flexe, která byla určena dle nejnižší polohy pánve během dopadu. Rozsah pohybu v kolenním kloubu byl stanoven jako rozdíl mezi úhlem v okamžiku počátečního kontaktu a maximální kolenní flexí během fáze kontaktu s podložkou, odpovídající decelerační fázi (Myer et al., 2011; Stensrud et al., 2011).

Výchozí poloha participantů byla před každým pokusem standardizována dle zásad anatomické pozice, vzpřímený postoj, dolní končetiny v extenzi, chodidla v šíři ramen, špičky směřující vpřed (obrázek 15). Tato referenční hodnoty byla odečtena od maximální hodnoty zaznamenané během dopadu, čímž bylo možné kvantifikovat

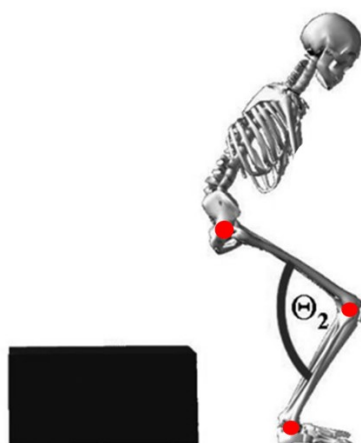
skutečnou dynamickou změnu (Δ úhel). Tento přístup umožnil zohlednit individuální anatomické odchylky, jako je např. strukturálně přítomný valgus již v klidovém postoji, a soustředit se na samotnou změnu úhlového nastavení způsobenou dopadovou zátěží (Myer et al., 2011; Sell et al., 2010; Stensrud et al., 2011).



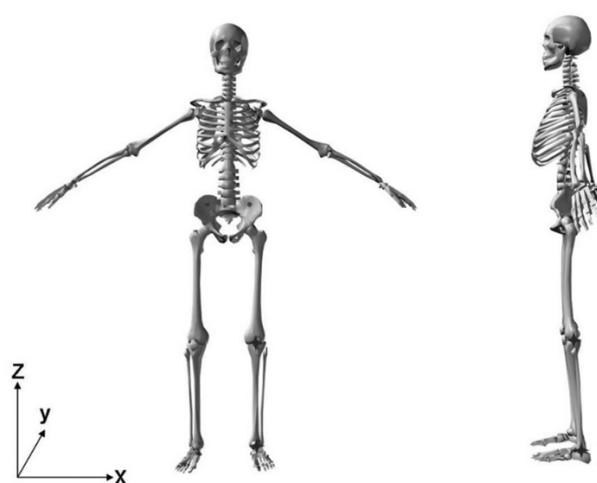
Obrázek 12 - Umístění dvou iPhone 15 Pro (Apple Inc., CA, USA), (zdroj: autor)



Obrázek 13 - Anatomické orientační body v čelní rovině (Myer et al., 2011)



Obrázek 14 - Anatomické orientační body v sagitální rovině (Myer et al., 2011)



Obrázek 15 - Anatomická pozice (Myer et al., 2011)

4.3.7 Stanovení výšky pro experimentální dopady

V rámci experimentálního měření byly realizovány bilaterální dopady z předem definovaných výšek, které odpovídají reálným situacím v armádním prostředí. Byly zvoleny dvě konkrétní dopadové výšky, a to 50 cm a 75 cm. Výška 50 cm byla zvolena z důvodu, že reprezentuje průměrnou výšku plošiny bojového vozidla pěchoty (BVP) (obrázek 16), z níž vojáci často provádějí dopady během výcviku, bojových a operačních úkolů. Výška 75 cm odpovídala výšce prvního stupně na korbě třínápravového vojenského nákladního vozidla Tatra 810 (obrázek 17), která představuje další běžnou situaci, z které vojáci provádí dopady. Výběr těchto výšek umožnil hodnocení biomechanických parametrů dopadu, jejich možný vliv na neuromuskulární kontrolu a celkovou fyzickou výkonnost vojenského personálu.



Obrázek 16 - Bojové vozidlo pěchoty BVP (zdroj: autor)



Obrázek 17 - Třínápravové vojenské vozidlo Tatra 810 (zdroj: autor)

4.3.8 Stanovení nesené zátěže

V rámci experimentálních podmínek na sobě participantů měli standardizovanou vojenskou výstroj odpovídající reálnému výcviku, bojovým a operačním úkolům.

Zátěž tvořila balistická výstroj o celkové hmotnosti 21,45 kg (obrázek 18), která zahrnovala standardní pancéřovou helmu (1,45 kg) (obrázek 19) poskytující ochranu hlavy a balistickou neprůstřelnou vestu s nosičem pancéřových plátů (20 kg). Nosič plátů (3,5 kg) byl osazen ochrannými balistickými panely vpředu a vzadu (6,5 kg) (obrázek 20), které poskytují ochranu životně důležitým částem těla. Součástí výstroje byla také univerzální sumka se zátěží (10 kg) (obrázek 21), umístěná na přední straně nosiče, jejíž hmotnost a rozmístění imitovaly reálné zatížení způsobené nesenou municí a dalším bojovým vybavením. Tato konkrétní zátěž byla cíleně zvolena jako minimální požadovaná přídatná hmotnost, kterou vojáci běžně nosí během výcviku, bojových a operačních úkolech (Fish & Scharre, 2018; Goldman & Kampmann, 2007; Swain et al., 2010), a která zároveň co nejvěrněji simuluje jejich reálné zatížení.



Obrázek 18 - Hmotnost nesené zátěže (zdroj: autor)



Obrázek 19 - Helma pancéřová model 2006 (Militarysklad, 2025)



Obrázek 20 - Nosič panelů pancéřových NPP 2006 orig. AČR (Army-shop, 2025)



Obrázek 21 - Univerzální horizontální sumka malá (Armed, 2025)

4.3.9 Popis intervenčního pohybového programu

Skupina I absolvovala šestitýdenní cílený pohybový program (Brock & Legg, 1997; Santtila et al., 2009; Williams et al., 2004) zaměřený na rozvoj fyzické zdatnosti dolních končetin, zlepšení posturální stability a snížení rizika úrazů spojených s dopady. Pohybový program probíhal třikrát týdně a hlavní část tréninkové jednotky trvala přibližně 30 minut (Ratamess & Brent, 2009; Rhea et al., 2003). Tento čas nezahrnoval úvodní zahřátí (Deuster et al., 2017), které bylo prováděno samostatně mimo hlavní cvičební blok. Každá tréninková jednotka obsahovala šest cviků se zaměřením na svaly kyčelního kloubu, dolních končetin, stabilizátory kolenního kloubu a hluboký stabilizační systém (Deuster et al., 2017; Schoenfeld et al., 2022).

Pohybový program byl sestaven s ohledem na specifické požadavky fyzické připravenosti příslušníků AČR. Program byl odborně navržen na základě praktických zkušeností autora, který působil v oblasti fyzické přípravy u útvarů Pozemních sil AČR, v souladu s doporučeními pro vojenský silově-kondiční trénink (Turner, 2016). K jeho sestavení přispěl i odborný názor certifikovaného trenéra NSCA-CSCS a vedoucího katedry Vojenského oboru při FTVS UK. Zahrnoval dva po sobě jdoucí mezocykly samostatně trvající tři týdny. První týden byl zaměřen na adaptaci. V druhém a třetím týdnu byla postupně zvyšována přidaná zátěž s cílem stimulovat adaptivní odpověď pohybového aparátu a nervosvalového systému. Tento postup respektoval zásady periodizace tréninkové zátěže (Kyröläinen et al., 2018).

Tréninkové jednotky probíhaly pod dohledem tělovýchovného pracovníka, který průběžně kontroloval techniku provedení a dodržování správných pohybových vzorů. Pravidelná korekce správných pohybových vzorů sloužila jako prevence výskytu poranění pohybového aparátu (Deuster et al., 2017; Schoenfeld et al., 2022).

Vzhledem k aktivní dobrovolné účasti byli participanté dostatečně vnitřně motivováni (Deci & Ryan, 1985), což se odrazilo v absolvování 100 % plánovaných tréninkových jednotek bez nutnosti vyloučení z důvodu neúčasti či poranění.

Detailní přehled pohybového programu včetně specifikace jednotlivých týdenních bloků a tréninkových jednotek je uveden v příloze (příloha 11.3).

Tabulka 1 - Specifický pohybový program - ukázka - mezocyklus I - týden č. 1 - trénink č. 1

Cvik	Zátěž	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Dřep na bednu	Balistická vesta		12	4/0/X/1	
Sumo deadlift (mrtvý tah v hlubokém dřepu v širokém postoji)	Balistická vesta	3	12	3/1/X/1	1:00
Skákání na jedné noze dopředu/dozadu	Bez		20Le/20Pr	1/0/X/1	
Kliky	Bez	3	12	2/1/1/1	1:00
Plank (izometrický podpor ležmo)	Bez		30s	x	
Přenášení balistické vesty - paže ve vzpažení	Balistická vesta	3	50m	x	1:00

Le = levá končetina, Pr = pravá končetina, s = sekund, m = metr, x (malé) = tempo není stanoveno (cvičení se provádí přirozeně nebo standardním tempem), X (velké) = koncentrická fáze (vzprímení, výstup nahoru) - explozivně, co nejrychleji

Tabulka 2 - Specifický pohybový program - ukázka - mezocyklus I - týden č. 2 - trénink č. 1

Cvik	Zátěž	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Dřep na bednu	Batoh na břichu (20 kg)		12	4/0/X/1	
Sumo deadlift (mrtvý tah v hlubokém dřepu v širokém postoji)	Batoh (20 kg)	3	12	3/1/X/1	1:00
Skákání na jedné noze dopředu/dozadu	Balistická vesta		20Le/20Pr	1/0/X/1	
Kliky	Balistická vesta	3	12	2/1/1/1	1:00
Plank (izometrický podpor ležmo)	Balistická vesta		30s	x	
Přenášení balistické vesty - paže ve vzpažení	Balistická vesta	3	80m	x	1:00

Le = levá končetina, Pr = pravá končetina, kg = kilogram, s = sekund, m = metr, x (malé) = tempo není stanoveno (cvičení se provádí přirozeně nebo standardním tempem), X (velké) = koncentrická fáze (vzprímení, výstup nahoru) - explozivně, co nejrychleji

Tabulka 3 - Specifický pohybový program - ukázka - mezocyklus I - týden č. 3 - trénink č. 1

Cvik	Zátěž	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Dřep na bednu	Balistická vesta + batoh na břichu (40kg)		12	4/0/X/1	
Sumo deadlift (mrtvý tah v hlubokém dřepu v širokém postoji)	Balistická vesta + batoh (40 kg)	3	12	3/1/X/1	1:00
Skákání na jedné noze dopředu/dozadu	Balistická vesta		30Le/30Pr	1/0/X/1	
Kliky	Balistická vesta + batoh na zádech (10kg)	3	12	2/1/1/1	1:00
Plank (izometrický podpor ležmo)	Balistická vesta		30s	x	
Přenášení balistické vesty - paže ve vzpažení	Balistická vesta	3	100 m	x	1:00

Le = levá končetina, Pr = pravá končetina, kg = kilogram, s = sekund, m = metr, x (malé) = tempo není stanoveno (cvičení se provádí přirozeně nebo standardním tempem), X (velké) = koncentrická fáze (vzpřímení, výstup nahoru) - explozivně, co nejrychleji

Z metodologického hlediska nelze použitý specifický pohybový program považovat za standardizovaný ani dříve empiricky validovaný. V rámci tohoto disertačního projektu byl tento program realizován jako intervenční zásah s cílem posoudit jeho vliv na biomechanické, silové a strukturální ukazatele, avšak bez předchozího ověření reliability, validity a responzivity jako intervenčního nástroje.

Výsledky je proto nutné chápat jako pilotní ověření účinku expertně navrženého tréninkového přístupu, které může představovat výchozí krok k následné standardizaci a validaci metodiky vojenského silově-kondičního tréninku zaměřeného na prevenci muskuloskeletálních poranění dolních končetin.

4.3.10 Statistická analýza

Statistické zpracování dat bylo provedeno v softwaru Jamovi (verze 2.6) a JASP (verze 0.19.3).

Nejprve byla provedena deskriptivní statistika všech získaných kontinuálních proměnných (Pk vGRF, TTS vGRF, úhel kolenní flexe kolene, úhel dynamického valgu kolenního kloubu, H/Q poměr, AD/AB poměr, 1RM BS, Subtot lean, Wbtot Pfat a Wbtot BMD), která zahrnovala průměr, směrodatnou odchylku, minimální a maximální hodnoty. Normalita rozložení těchto proměnných byla ověřena pomocí Shapiro–Wilkova testu a vizuální inspekce Q–Q grafy. Ověření normality bylo provedeno odděleně pro I a K skupinu a pro jednotlivé časové body (PRE a POST).

Test-retest reliabilita opakovaných měření v rámci PRE a POST fáze byla hodnocena pomocí vnitrotřídního korelačního koeficientu typu ICC_{3,1} (Shrout & Fleiss, 1979), a to včetně 95 % intervalu spolehlivosti [LL, UL]. Hodnoty byly interpretovány následovně: < 0,50 = nízká spolehlivost; 0,50–0,75 = střední; 0,75–0,90 = dobrá; > 0,90 = vynikající (Koo & Li, 2016), a sloužily k deskriptivnímu posouzení stability měření. ICC_{3,1} nebyla používána jako kritérium pro zahrnutí dat do následné modelové analýzy.

Konzistence výkonů mezi fázemi PRE a POST byla posuzována pomocí korelační analýzy. U testů s více pokusy (Pk vGRF, TTS vGRF, úhel kolenní flexe, úhel dynamického valgu kolenního kloubu) byl pro každého participanta nejprve spočítán průměr ze tří opakování v PRE a POST měření, a následně byly tyto průměrné hodnoty korelovány. U jednorázově prováděných testů (H/Q poměr, AD/AB poměr, 1RM BS, Subtot lean, Wbtot Pfat a Wbtot BMD) byla korelační analýza provedena přímo na jednotlivých hodnotách v PRE a POST měření. V případě normálního rozložení dat byl použit Pearsonův korelační koeficient (two-tailed test), při porušení normality Spearmanův koeficient, vždy s výpočtem 95 % intervalu spolehlivosti [LL, UL]. Síla vztahu byla interpretována: triviální ($r < 0,1$), slabá (0,1–0,3), střední (0,3–0,5), silná (0,5–0,7) a velmi silná (0,7–0,9) (Hopkins, 2022).

Nakonec byl pro vyhodnocení vlivu specifického pohybového programu na jednotlivé závislé proměnné použit lineární smíšený model (LMM). Ve všech modelech byly jako fixní faktory zařazeny proměnné *Skupina* (intervenční vs. kontrolní) a *Čas* (PRE vs. POST), případně další faktory specifické pro daný typ analýzy (*výška dopadu*, *přidaná výstroj*, *pravá/levá dolní končetina*). Náhodnou konstantu (*intercept*) pro proměnnou ID participanta (tzv. random effect) byl zařazen ve všech modelech

pro zachycení intraindividuální variability napříč měřeními. Hodnoceny byly jak hlavní efekty, tak interakce mezi faktory.

Před použitím LMM byly ověřeny předpoklady normality reziduí pomocí Shapiro–Wilkových a Kolmogorov–Smirnovových testů a vizuální inspekce Q–Q grafů. Na základě těchto kontrol bylo rozhodnuto, že odchylky nejsou zásadní a modely lze považovat za vhodné. Výhodou LMM je navíc jejich robustnost vůči mírným až středně silným odchylkám od normality reziduí, zejména při dostatečně velkém vzorku dat (Arnau et al., 2013). Navíc běžné lineární modely, včetně LMM, zachovávají dostatečně dobrou hladinu falešně pozitivních výsledků i při výrazném porušení normality, pokud nejsou přítomny extrémní odlehlé hodnoty ani mezi prediktory (nezávislými proměnnými), ani v závislé proměnné. V tomto ohledu může být použití standardních LMM vhodnější než potenciálně interpretačně rizikovější aplikace alternativních generalizovaných modelů s přísnějšími distribučními předpoklady, zejména v případech, kdy je závislá proměnná spojitá a měřená na intervalové škále. Naopak v případě ordinálních proměnných (např. subjektivní ratingové škály) je vhodnější využít generalizované nebo ordinální smíšené modely (Knief & Forstmeier, 2021).

Kvalita modelu byla hodnocena pomocí koeficientu determinace R^2 , a to jak marginálního (vliv fixních faktorů, R^2_M), tak kondicionálního (celková vysvětlená variance včetně náhodných složek, R^2_C). V případě statisticky rozlišitelných interakcí byla provedena post hoc analýza s využitím odhadů marginálních středních hodnot (Estimated Marginal Means, EMM) a s aplikací Bonferroniho korekce.

Hodnoty Cohenova d nebyly dostupné přímo z post hoc výstupů v prostředí Jamovi, a proto byly dodatečně vypočítány. Pro výpočet byl použit odhad fixního efektu (mean difference), který byl vydělen reziduální směrodatnou odchylkou modelu (Residual SD). Tento přístup je v souladu s doporučeními pro výpočet efektové velikosti ve smíšených modelech (Cohen, 2013; Lorah, 2018; Westfall et al., 2014).

$$d = \frac{M_1 - M_2}{SD_{residual}}$$

d = Cohenovo d, M_1 = průměr před intervencí, M_2 = průměr po intervenci, $SD_{residual}$ = reziduální směrodatná odchylka

4.3.11 Analýza citlivosti

Vzhledem k omezenému počtu participantů ve skupině I ($n = 44$) a skupině K ($n = 19$) byla provedena analýza sensitivity pomocí programu G*Power (verze 3.1.9.6) za účelem stanovení minimální detekovatelné velikosti efektu pro plánovaná post hoc párová porovnání. Přestože se pro LMM obvykle provádí power analýza na základě simulace v prostředí R (balíček simr) (Green & MacLeod, 2016), zde byl záměr výhradně na citlivost dílčích post hoc párových testů (Lakens, 2022; Murayama et al., 2022), nikoli odhad celkové statistické síly (power) modelu. Při použití upravené hladiny významnosti $\alpha = 0,0167$ (za použití Bonferroniho korekce pro tři mnohonásobná porovnání), požadované statistické síly (power) 80 % a oboustranného (two-tailed) testu byla minimální detekovatelná velikost efektu mezi skupinami v post hoc porovnání odhadnuta na $d \geq 0,91$.

4.4 Umělá inteligence

Pro úpravu pravopisu ve smyslu gramatiky, návrhů úprav struktury a celkové jazykové plynulosti textu byly v průběhu psaní využity generativní nástroje ChatGPT 4o a 5 (OpenAI). Tyto nástroje byly použity v raných fázích tvorby textu s cílem zvýšit srozumitelnost a stylistickou soudržnost. Po automatické revizi AI nástroji byl text následně zkontrolován a upraven autorem. Model ChatGPT-5 byl rovněž využit k úpravě grafických (obrázkových) výstupů na základě vypočtených výsledků pomocí statistických analýz provedených v programu JAMOVÍ a JASP.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výzkumný soubor

Základní popisné charakteristiky výzkumného souboru v členění podle skupin uvádí tabulka 4.

Tabulka 4 - Základní deskriptivní charakteristiky výzkumného souboru

	Skupina	n	Průměr	SD	Min	Max
Věk (roky)	I	44	28,6	7,14	20	48
	K	19	31,5	5,53	23	40
Výška (cm)	I	44	181,4	7,30	170	205
	K	19	179,1	6,48	170	194
Hmotnost PRE (kg)	I	44	85,41	11,37	65,42	123,28
	K	19	86,51	11,35	62,27	111,95
Hmotnost POST (kg)	I	44	85,15	11,18	64,71	122,3
	K	19	86,13	11,24	62,27	111,12

*I = intervenční, K = kontrolní, n = počet probandů, SD = směrodatná odchylka, Min = minimum, Max = maximum,
cm = centimetr, kg = kilogram, PRE = před intervencí, POST = po intervenci*

5.2 Kinetické ukazatele zatížení při dopadu

5.2.1 Absolutní maximální vertikální reakční síla

5.2.1.1 Deskriptiva

V tabulce 5 je základní popisná statistika absolutních hodnot Pk vGRF ve všech sledovaných podmínkách: dvě výšky dopadu (50 a 75 cm), se zátěží i bez zátěže, v časech PRE a POST, pro I i K skupinu.

V souladu s očekáváním byly nejvyšší hodnoty Pk vGRF zaznamenány při dopadu z výšky 75 cm se zátěží.

Tabulka 5 - Deskriptivní charakteristika a test normality - Pk vGRF

	Skupina	n	Průměr	SD	Min	Max	Shapiro-Wilk	
							W	p
Pk vGRF 50 NL PRE (N)	I	44	5870	1756	3054	10248	0,964	0,189
	K	19	5681	1517	2725	7628	0,935	0,211
Pk vGRF 50 NL POST (N)	I	44	5009	1373	2052	7552	0,982	0,705
	K	19	5458	1157	2981	7298	0,964	0,644
Pk vGRF 50 L PRE (N)	I	44	6141	1595	3224	9199	0,978	0,547
	K	19	6221	1294	3808	8353	0,955	0,472
Pk vGRF 50 L POST (N)	I	44	5525	1365	2933	8622	0,980	0,640
	K	19	6210	1091	3957	8381	0,987	0,992
Pk vGRF 75 NL PRE (N)	I	44	7655	1536	5345	10499	0,938	0,021
	K	19	7510	1445	4487	9290	0,935	0,217
Pk vGRF 75 NL POST (N)	I	44	5991	1377	3024	8500	0,978	0,565
	K	19	7224	1376	4864	9227	0,944	0,310
Pk vGRF 75 L PRE (N)	I	44	7960	1335	5174	10652	0,985	0,840
	K	19	8026	1295	5927	10326	0,966	0,689
Pk vGRF 75 L POST (N)	I	44	6486	1393	3528	9369	0,983	0,772
	K	19	8119	1138	5938	10299	0,983	0,969

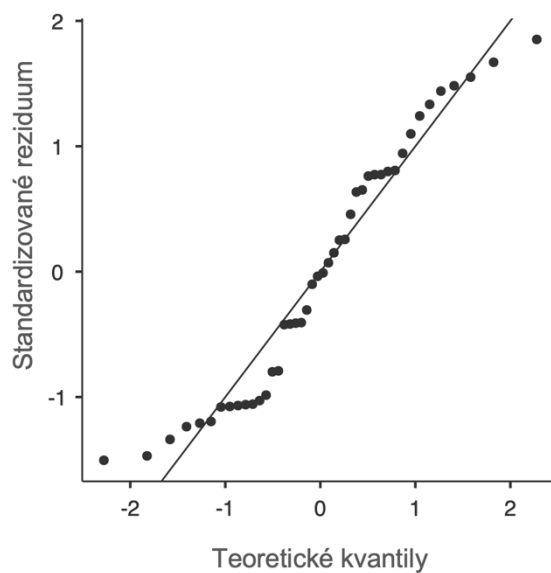
Pk vGRF = maximální vertikální reakční síla, I = intervenční, K = kontrolní, n = počet probandů, SD = směrodatná odchylka, Min = minimum, Max = maximum, NL = bez zátěže, L = se zátěží, 50 = dopad z 50 cm bedny,

75 = dopad ze 75 cm bedny, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, N = newtony, W = testová statistika

Shapiro-Wilkova testu normality, p = hladina statistické významnosti

Distribuce dat byla ověřena pomocí Shapiro–Wilkova testu. Ve většině případů nebyly detekovány statisticky rozlišitelné odchylky od normality ($p > 0,05$) tedy data byla normálního rozdělení. Jedinou výjimkou byla intervenční skupina v podmínce 75 cm, bez zátěže, PRE ($W = 0,938, p = 0,021$). Přestože tato skupina vykazala statisticky rozlišitelnou odchylku, vizuální kontrola pomocí QQ plotu (graf 1) ukázala pouze mírné

odchyly v extrémních hodnotách, které nejsou systematické a neindikují zásadní narušení normality. Díky dostatečné velikosti vzorku ($n = 44$) a obecné robustnosti parametrických testů vůči menším odchylkám lze tento výsledek považovat za prakticky nevýznamný. Parametrické testy tak zůstávají v této skupině plně použitelné.



Graf 1 - QQ graf intervenční skupiny PRE 75 NL Pk vGRF

5.2.1.1 Spolehlivost měření maximální vertikální rekční síly

Data v tabulce 6 prokazují celkově dobrou konzistenci měření. Přestože intervence nevedla ke konzistentnímu zlepšení reliability napříč všemi podmínkami, v žádné podmínce nebyl pozorován pokles spolehlivosti měření. U podmínky dopadu ze 75 cm s přidanou výstrojí a výzbrojí (75 L) jsme naopak zaznamenali mírné zvýšení po intervenci (z $ICC_{3,1}$ 0,627 na $ICC_{3,1}$ 0,765). Hodnoty $ICC_{3,1}$ zůstaly ve většině případů v kategorii dobré spolehlivosti (0,75 - 0,9), čímž se potvrzuje kvalita a stabilita měření. Výsledky jako celek potvrzují, že měření lze považovat za dostatečně spolehlivá pro vyhodnocení intervenčního efektu.

Tabulka 6 - Vnitrotržní korelační koeficient P_k vGRF

Podmínka	SK	$ICC_{3,1}$ PRE	95 % CI		$ICC_{3,1}$ POST	95 % CI	
50 NL	I	0,817	0,761	0,864	0,804	0,745	0,854
	K	0,901	0,822	0,952	0,921	0,857	0,961
50 L	I	0,854	0,789	0,904	0,813	0,733	0,876
	K	0,85	0,739	0,924	0,891	0,806	0,946
75 NL	I	0,791	0,703	0,860	0,754	0,656	0,834
	K	0,843	0,727	0,920	0,856	0,749	0,927
75 L	I	0,627	0,497	0,740	0,765	0,670	0,842
	K	0,83	0,708	0,913	0,73	0,558	0,857

SK = skupina, I = intervenční, K = kontrolní, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, NL = bez zátěže,

50 = dopad z 50 cm, 75 = dopad ze 75 cm, 95 % CI = 95 % konfidenční interval, $ICC_{3,1}$ = vnitrotržní korelační koeficient

5.2.1.2 Vztah mezi závisle proměnnými

▪ Intervenční skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence jednotlivých testovacích podmínek Pk vGRF byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 7).

Tabulka 7 - Pearsonův korelační koeficient Pk vGRF

	n	r	p	95 % CI	
Pk vGRF 50 NL PRE - Pk vGRF 50 NL POST	44	0,830	< ,001	0,707	0,904
Pk vGRF 50 L PRE - Pk vGRF 50 L POST	44	0,763	< ,001	0,602	0,864
Pk vGRF 75 NL PRE - Pk vGRF 75 NL POST	44	0,587	< ,001	0,352	0,753
Pk vGRF 75 L PRE - Pk vGRF 75 L POST	44	0,751	< ,001	0,584	0,857

Pk vGRF = maximální vertikální reakční síla, n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci,

NL = bez zátěže, 50 = dopad z 50 cm, 75 = dopad ze 75 cm, r = korelační koeficient, p = hladina statistické

významnosti, CI = konfidenční interval

V I skupině byla statisticky rozlišitelná silná (75 cm NL) a velmi silná korelace mezi hodnotami PRE a POST v rámci jednotlivých podmínek ukazuje vysokou konzistenci výkonů napříč časem. To poukazuje na spolehlivost měření.

▪ Kontrolní skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence jednotlivých testovacích podmínek Pk vGRF byl použit Pearsonův korelační koeficient (tabulka 8).

Tabulka 8 - Pearsonův korelační koeficient Pk vGRF

	n	r	p	95 % CI	
Pk vGRF 50 NL PRE - Pk vGRF 50 NL POST	19	0,853	< ,001	0,651	0,942
Pk vGRF 50 L PRE - Pk vGRF 50 L POST	19	0,946	< ,001	0,861	0,979
Pk vGRF 75 NL PRE - Pk vGRF 75 NL POST	19	0,85	< ,001	0,645	0,941
Pk vGRF 75 L PRE - Pk vGRF 75 L POST	19	0,87	< ,001	0,686	0,949

Pk vGRF = maximální vertikální reakční síla, n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, NL = bez zátěže, 50 = dopad z 50 cm, 75 = dopad ze 75 cm, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V K skupině byly napříč všemi podmínkami nalezeny velmi silné korelace mezi hodnotami Pk vGRF v PRE a POST měřeních. Tento výsledek potvrzuje vysokou stabilitu individuálních výkonů a naznačuje absenci významných změn v biomechanické odpovědi během sledovaného období.

5.2.1.3 Inferenční analýza dat

Pro vyhodnocení vlivu intervence a testovacích podmínek Pk vGRF byl aplikován LMM. Model byl specifikován následovně: Závislou proměnnou byla hodnota Pk vGRF, fixními faktory byly *Skupina* (intervenční vs. kontrolní), *Čas* (PRE vs. POST), *Zatížení* (bez zátěže vs. se zátěží) a *Výška* (50 vs. 75 cm), včetně jejich interakcí až po čtyřnásobnou úroveň. Jako náhodný efekt byla zahrnuta proměnná *ID* pro zachycení intraindividuální variability.

Model vykazoval velmi dobrý fit s daty, přičemž fixní a náhodné efekty společně vysvětlovaly přibližně 76 % variability závislé proměnné. Samotné fixní efekty přispěly k vysvětlení téměř 30 % variability. Testy poměru věrohodnosti (LRT) pro plný model i pro fixní část byly statisticky rozlišitelné ($p < 0,001$) což ukazuje, že model jako celek (zejména fixní složka) významně přispěl k vysvětlení variability závislé proměnné (tabulka 9).

Tabulka 9 - Lineární smíšený model pro Pk vGRF

Typ	R ²	df	LRT X ²	p
Celkový (Conditional)	0,756	48	1906,983	<,001
Fixní efekty (Marginal)	0,295	47	1169,309	<,001

R^2 = koeficient determinace, df = počet stupňů volnosti, $LRT X^2$ = hodnota pravděpodobnostního poměru, p = hladina statistické významnosti

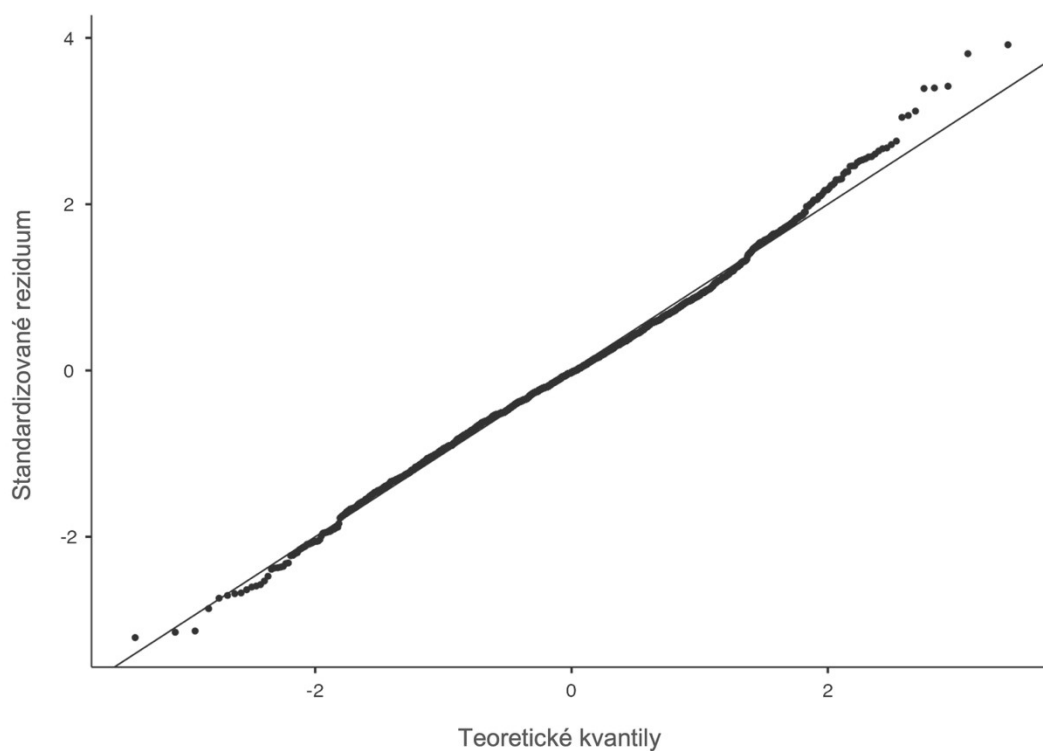
▪ Ověření předpokladů modelu

Přestože Shapiro-Wilkův test ukazoval statisticky významnou odchylku od normality, výsledek Kolmogorov-Smirnovova testu tuto odchylku neukazuje (tabulka 10). Vizualizace (graf 2) neukázala systematické porušení předpokladu, a tento lineární model tak lze považovat za vhodný pro interpretaci výsledků.

Tabulka 10 - Normalita dat Pk vGRF

Test	Statistics	p
Kolmogorov-Smirnov	0,0268	0,228
Shapiro-Wilk	0,9943	<,001

p = hladina statistické významnosti



Graf 2 - Q-Q graf reziduí modelu pro Pk vGRF

▪ Náhodné efekty (random effects) modelu

Model zahrnoval náhodnou konstantu (*intercept*) pro proměnou ID. Ten vykazoval střední úroveň konzistence variability mezi jednotlivci (ICC = 0,655). Tedy ~65 % variability Pk vGRF souvisela s rozdíly mezi jednotlivci napříč podmínkami (Tabulka 11).

Tabulka 11 - Náhodné efekty modelu Pk vGRF

Skupina	Název	Rozptyl	SD	ICC
ID	Intercept	1,53e+6	1238	0,655
Residual		808807	899	

SD = směrodatná odchylka, ICC = koeficientem vnitrotržní korelace

▪ Vliv jednotlivých faktorů na Pk vGRF

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny jednotlivé hlavní efekty zahrnuté v modelu (tabulka 12).

Tabulka 12 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro Pk vGRF

Efekt	F	df	df (res)	p
Skupina	1,9207	1	61,0	0,171
Čas	156,2365	1	1403,0	<,001
Pokus	0,8137	2	1403,0	0,443
Zatížení	113,3927	1	1403,0	<,001
Výška	1015,9784	1	1403,0	<,001

F = hodnota F -testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti,

p = hladina statistické významnosti

Z hlavních efektů (main effects) byly statisticky rozlišitelné proměnné *Čas* (změna hodnot Pk vGRF po intervenci), *Zatížení* (změna Pk vGRF při zatížení) a *Výška* (vyšší dopadová výška vedla ke změně v hodnotách Pk vGRF), všechna $p < 0,001$. Naopak efekt *Skupina* (bez ohledu na čas se skupiny nelišily) a efekt *Pokus* (stabilita mezi jednotlivými pokusy) nevykázaly statisticky významné rozdíly ($p > 0,05$).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- Po intervenci došlo ke snížení hodnot Pk vGRF o 630,3 N ve srovnání s hodnotami před intervencí. Tento efekt byl statisticky rozlišitelný ($\beta = -630,27$, 95 % CI [-729,1; -531,4], $p < 0,001$).
- Podmínka bez přidané zátěže vedly k poklesu Pk vGRF o 536,2 N oproti podmínkám se zátěží ($\beta = -536,23$, 95 % CI [-635,1; -437,4], $p < 0,001$).
- Vyšší výška dopadu (75 cm) byla spojena se zvýšením Pk vGRF o 1606,8 N ve srovnání s výškou dopadu 50 cm ($\beta = 1606,80$, 95 % CI [1507,9; 1705,7], $p < 0,001$).

▪ Vliv kombinace faktorů na Pk vGRF

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny i dvoucestné interakce mezi jednotlivými faktory zahrnutými v modelu (tabulka 13).

Faktor *Pokus* byl z hlediska výzkumného záměru relevantní především jako hlavní efekt pro ověření konzistence výkonu napříč opakováními. Vzhledem k tomu, že žádná z jeho interakcí s ostatními proměnnými nebyla statisticky rozlišitelná ($p > 0,05$), nejsou dále tyto kombinace interpretovány.

Tabulka 13 - Vliv kombinace faktorů na Pk vGRF

Efekt	F	df	df (res)	p
Dvoucestné interakce				
Skupina * Čas	107,9216	1	1403,0	<,001
Skupina * Zatížení	7,6804	1	1403,0	0,006
Čas * Zatížení	6,4648	1	1403,0	0,011
Skupina * Výška	19,0919	1	1403,0	<,001
Čas * Výška	16,1467	1	1403,0	<,001
Zatížení * Výška	0,1043	1	1403,0	0,747
Tří- a čtyřcestné interakce				
Skupina * Čas * Zatížení	0,1522	1	1403,0	0,696
Skupina * Čas * Výška	17,8007	1	1403,0	<,001
Skupina * Zatížení * Výška	0,0686	1	1403,0	0,793
Čas * Zatížení * Výška	0,0778	1	1403,0	0,780
Skupina * Čas * Zatížení * Výška	0,3039	1	1403,0	0,582

F = hodnota F -testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti,

p = hladina statistické významnosti, I = intervenční skupina, K = kontrolní skupina

Ze dvoucestných interakcí byly statisticky rozlišitelné kombinace *Skupina * Čas*, *Skupina * Zatížení*, *Čas * Zatížení*, *Skupina * Výška* a *Čas * Výška* ($p < 0,05$). Ostatní interakce nevykázaly statisticky rozlišitelné rozdíly ($p > 0,05$).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- **Skupina * Čas:** Interakční koeficient $\beta = -1046,76$ (95 % CI $[-1244,5; -849,1]$; $p < 0,001$) naznačuje, že skupina I vykázala statisticky rozlišitelně větší snížení hodnot Pk vGRF po intervenci než skupina K.

- **Skupina * Zatížení:** $\beta = -279,03$ (95 % CI [-476,7; -81,3]; $p = 0,006$) naznačuje, že vliv zatížení na Pk vGRF byl statisticky rozlišitelně nižší v I než v K skupině.
- **Čas * Zatížení:** $\beta = 256,56$ (95 % CI [58,9; 454,3], $p = 0,011$) ukazuje, že rozdíl mezi zatěžovanou a nezatěžovanou podmínkou byl po intervenci statisticky rozlišitelně menší než před ní.
- **Skupina * Výška:** $\beta = 440,69$ (95 % CI [243,0; 638,4], $p < 0,001$) ukazuje, že rozdíl mezi dopady z výšek 75 cm a 50 cm byl statisticky rozlišitelně větší v K skupině než v I skupině.
- **Čas * Výška:** $\beta = 405,30$ (95 % CI [207,6; 603,0], $p < 0,001$) naznačuje, že rozdíl mezi výškami dopadu byl statisticky rozlišitelnější před intervencí než po ní.

Z hlediska vyšších interakcí (tří- a čtyřcestných) byla statisticky rozlišitelná pouze kombinace *Skupina * Čas * Výška* ($\beta = -850,33$, 95 % CI [-1245,7; -454,9], $p < 0,001$), což naznačuje, že účinnost intervence byla částečně ovlivněna výškou dopadu, nejvýraznější snížení hodnot Pk vGRF bylo zaznamenáno při seskoku ze 75 cm. Naopak čtyřcestná interakce *Skupina * Čas * Zatížení * Výška* nebyla statisticky rozlišitelná ($p = 0,582$), což naznačuje, že vliv intervence zůstal konzistentní napříč všemi kombinacemi výšky dopadu a zatížení.

Tento výsledek umožňuje interpretovat účinek intervence bez nutnosti rozlišovat jednotlivé kombinace experimentálních podmínek. Přestože byl účinek mírně diferencován podle výšky, jeho základní směr a velikost byly stabilní napříč podmínkami. Z tohoto důvodu se další analýza zaměřuje výhradně na dvoucestnou interakci *Skupina * Čas*, která představuje klíčový ukazatel účinku intervence napříč výškami i zatížením.

▪ **Post hoc analýza a EMM – vliv intervence na Pk vGRF**

Na základě statisticky významné dvoucestné interakce *Skupina * Čas* ($p < 0,001$) byla provedena doplňující post hoc analýza s využitím odhadů marginálních středních hodnot (Estimated Marginal Means, EMM), jejímž cílem bylo ověřit směr a velikost změny hodnot Pk vGRF mezi měřeními PRE a POST v rámci jednotlivých skupin (I a K).

V tabulce 14 vidíme, že intervenční skupina vykázala po intervenci nižší hodnoty Pk vGRF ($\bar{x}$ = 5753 N) oproti výchozím hodnotám ($\bar{x}$ = 6906 N), zatímco v kontrolní skupině zůstaly hodnoty relativně stabilní (POST: $\bar{x}$ = 6753 N; PRE: $\bar{x}$ = 6859 N).

Tabulka 14 - Marginální střední hodnoty Skupina * Čas

Skupina	Čas	Průměr	SE	df	95 % CI	
I	PRE	6906	191	63,7	6525	7287
I	POST	5753	191	63,7	5372	6134
K	PRE	6859	290	63,7	6280	7439
K	POST	6753	290	63,7	6173	7332

I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, SE = směrodatná chyba df = počet stupňů volnosti pro daný efekt,

CI = konfidenční interval

Post hoc testy s Bonferroniho korekcí odhalily statisticky i věcně rozlišitelné snížení hodnot Pk vGRF v intervenční skupině po absolvování specifického pohybového programu (Δ = -1153,7 N, 95 % CI [-1262; -1045,1], p < 0,001, $|d|$ = 1,28). Toto snížení bylo patrné nejen ve srovnání s výchozím stavem (I PRE vs. I POST), ale také při porovnání s oběma časovými body kontrolní skupiny. V POST měření byly hodnoty intervenční skupiny statisticky i věcně rozlišitelně nižší než hodnoty kontrolní skupiny (Δ = -999,8 N, 95 % CI [-1693; -306,1], p = 0,033, $|d|$ = 1,11).

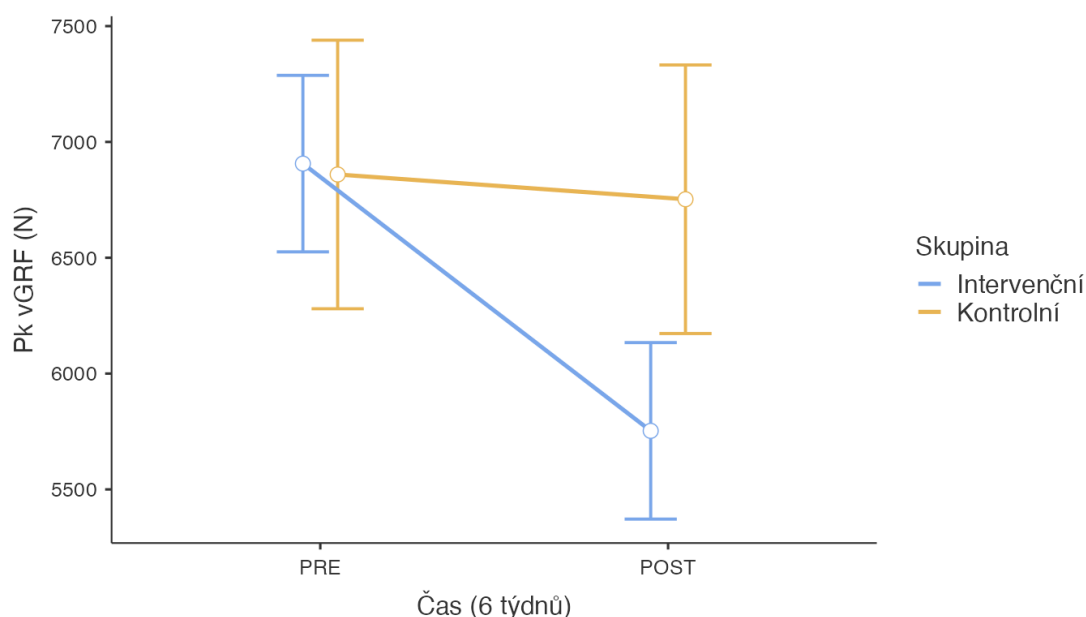
Naopak v kontrolní skupině nebyly mezi měřeními PRE a POST zaznamenány žádné statisticky rozlišitelné rozdíly (Δ = -106,9 N, 95 % CI [-272; 58,3], p = 1,000, $|d|$ = 0,12), což potvrzuje, že k poklesu hodnot Pk vGRF došlo v důsledku intervence (tabulka 15).

Tabulka 15 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas (Bonferroniho korekce)

Porovnání												
SK	Čas	vs	SK	Čas	Δ	SE	95 % CI		t	df	p	d
I	POST	-	I	PRE	-1153,7	55,4	-1262	-1045,1	-20,843	1403,0	<,001	-1,28
K	POST	-	K	PRE	-106,9	84,2	-272	58,3	-1,269	1403,0	1,000	-0,12
I	POST	-	K	POST	-999,8	347,2	-1693	-306,1	-2,880	63,7	0,033	-1,11

SK = skupina, I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, vs = versus, Δ = rozdíl, SE = směrodatná chyba, CI = konfidenční interval, t = poměr rozdílu a standardní chyby, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, p = hladina statistické významnosti, $|d|$ = velikost efektu (Cohenovo d)

Graf 3 ilustruje vývoj hodnot Pk vGRF mezi měřeními PRE a POST u intervenční a kontrolní skupiny.



Graf 3 - Vliv specifického pohybového programu na absolutní Pk vGRF (N) (Skupina * Čas).

Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI.

Pk vGRF = maximální vertikální reakční síly, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, N = newtony

▪ Závěrečné shrnutí výsledků pro hodnoty Pk vGRF

Lineární smíšený model vysvětloval 75,6 % variability v hodnotách Pk vGRF, přičemž fixní efekty přispěly 29,5 %. Statisticky rozlišitelné hlavní efekty představovaly čas, výšku a zatížení. Zatížení i výška dopadu vedly k nárůstu Pk vGRF, zatímco čas ukázal pokles po intervenci.

Nejvýraznější interakční efekt představovala kombinace *Skupina * Čas*. Po intervenci došlo v intervenční skupině k poklesu Pk vGRF o 16,7 %, zatímco v kontrolní skupině se hodnoty prakticky nezměnily. Třicestná interakce *Skupina * Čas * Výška* ukázala, že účinek intervence byl výraznější při dopadech z výšky 75 cm. Čtyřicestná interakce však rozlišitelná nebyla, což potvrzuje konzistentní efekt intervence napříč podmínkami zatížení. Účinek byl, ale částečně ovlivněn výškou dopadu (75 cm).

Post hoc analýza naznačila statisticky i věcně rozlišitelné snížení hodnot Pk vGRF v I skupině po absolvování specifického pohybového programu ($\Delta = -1153,7$ N, 95 % CI $[-1262; -1045,1]$, $p < 0,001$, $|d| = 1,28$).

Doplňující analýzy korelací a $ICC_{3,1}$ potvrdily vysokou konzistenci měření napříč podmínkami a časem, čímž posílily vnitřní validitu výsledků.

Výsledky naznačují očekávaný biomechanický efekt, kdy vyšší výška a přítomnost zatížení vedou ke zvýšení P_k vGRF, zatímco působení intervence má tlumivý účinek, který se projevuje snížením hodnot P_k vGRF. Z toho důvodu můžeme konstatovat, že specifický pohybový program měl měřitelný vliv na snížení biomechanické zátěže při dopadu, což může mít aplikační potenciál v prevenci přetížení pohybového aparátu u vojenského personálu. Hypotéza H1 byla potvrzena.

5.2.2 Relativní maximální vertikální reakční síla

▪ Komparace absolutní a relativní maximální vertikální reakční síly

Pro hodnocení účinku intervence byly analyzovány dvě metriky maximální vertikální reakční síly při dopadu (absolutní hodnota Pk vGRF (N) a relativní hodnota Pk vGRF ($\text{N}\cdot\text{kg}^{-1}$)). Obě metriky vykazaly prakticky totožné směrové trendy napříč skupinami i v čase, v I skupině byl zaznamenán pokles mezi PRE a POST.

Z hlediska kvality modelu se jako robustnější ukázal model pracující s absolutní metrikou, který dosáhl vyšší vysvětlené variance jak na úrovni fixních, tak náhodných efektů (tabulka 16).

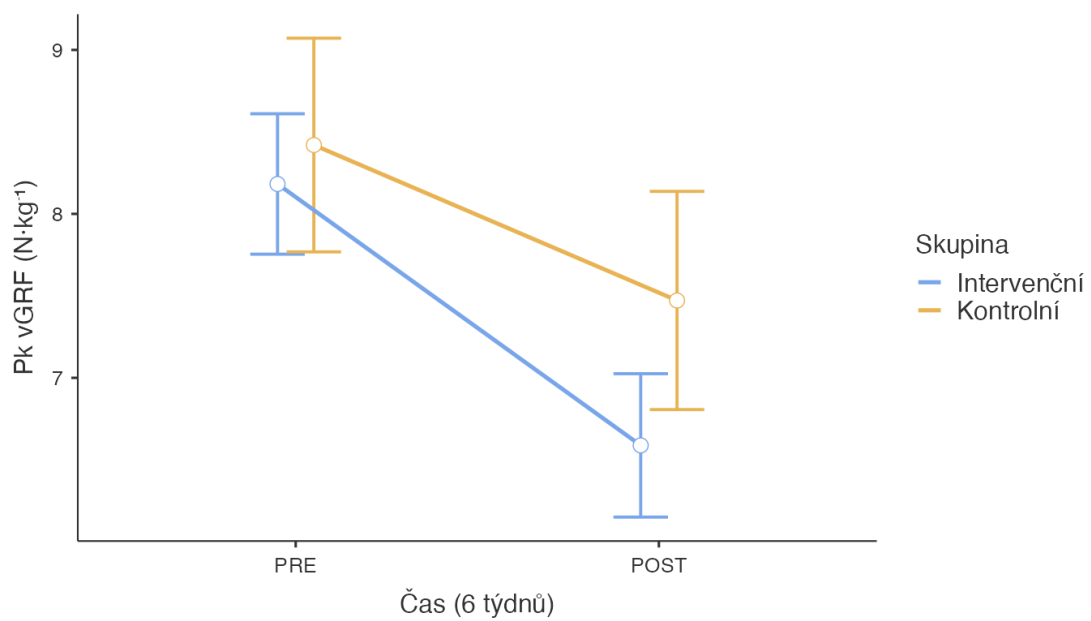
Tabulka 16 - Komparace LMM absolutního a relativního Pk vGRF

Typ	Absolutní Pk vGRF	Relativní Pk vGRF
Celkový (Conditional) R^2	0,756	0,700
Fixní efekty (Marginal) R^2	0,295	0,279
p	<,001	<,001

R^2 = koeficient determinace, $LRT X^2$ = hodnota pravděpodobnostního poměru

Post hoc testy ukázaly statisticky i věcně rozlišitelné snížení relativní hodnoty Pk vGRF ($\text{N}\cdot\text{kg}^{-1}$) v I skupině po absolvování intervenčního pohybového programu ($\Delta = -1,594 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$, 95 % CI $[-1,775; -1,414]$, $p < 0,001$, $|d| = 1,36$). V K skupině byl zaznamenán menší, avšak také statisticky rozlišitelný pokles, nicméně bez věcné významnosti ($\Delta = -0,948 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$, 95 % CI $[-1,229; -0,667]$, $p < 0,001$, $|d| \approx 0,60$) (graf 4).

Výsledky relativní metriky potvrdily konzistentní směr změn s absolutní hodnotou Pk vGRF, a to i přesto, že v modelu s absolutní hodnotou nebyla tělesná hmotnost zahrnuta jako kovariát. Tento fakt podporuje účinnost intervence a naznačuje, že rozdíly mezi skupinami nebyly ovlivněny variabilitou tělesné hmotnosti participantů. Z tohoto důvodu nebyla relativní hodnota Pk vGRF dále podrobně vizualizována, jelikož by přinesla závěry obdobné výsledkům absolutní hodnoty Pk vGRF.



Graf 4 - Vliv specifického pohybového programu na relativní Pk vGRF ($N \cdot kg^{-1}$) (Skupina * Čas).
 Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI.
 Pk vGRF = maximální vertikální reakční síly, PRE = před intervencí, POST = po intervenci,
 $N \cdot kg^{-1}$ = newtony na kilogram tělesné hmotnosti

5.2.3 Čas do stabilizace vertikální reakční síly

5.2.3.1 Deskriptiva

V tabulce 17 je základní popisná statistika hodnot TTS vGRF ve všech sledovaných podmínkách: dvě výšky dopadu (50 cm a 75 cm), se zátěží i bez zátěže, v časech PRE a POST, pro I i K skupinu.

Tabulka 17 - Deskriptivní charakteristika a test normality - TTS vGRF

	Skupina	n	Průměr	SD	Min	Max	Shapiro-Wilk	
							W	p
TTS vGRF 50 NL PRE (s)	I	44	0,207	0,0760	0,0917	0,378	0,931	0,011
	K	19	0,200	0,0804	0,1123	0,420	0,867	0,013
TTS vGRF 50 NL POST (s)	I	44	0,243	0,0600	0,1337	0,371	0,977	0,521
	K	19	0,203	0,0787	0,1140	0,395	0,912	0,079
TTS vGRF 50 L PRE (s)	I	44	0,259	0,0816	0,1087	0,448	0,974	0,406
	K	19	0,250	0,0880	0,1473	0,457	0,913	0,083
TTS vGRF 50 L POST (s)	I	44	0,305	0,0770	0,1717	0,528	0,968	0,264
	K	19	0,253	0,0867	0,1437	0,451	0,925	0,142
TTS vGRF 75 NL PRE (s)	I	44	0,231	0,0644	0,1207	0,378	0,973	0,389
	K	19	0,221	0,0753	0,1210	0,420	0,885	0,027
TTS vGRF 75 NL POST (s)	I	44	0,257	0,0633	0,1360	0,408	0,985	0,812
	K	19	0,220	0,0740	0,1257	0,406	0,913	0,083
TTS vGRF 75 L PRE (s)	I	44	0,287	0,0787	0,1490	0,514	0,962	0,159
	K	19	0,291	0,0721	0,1713	0,456	0,959	0,556
TTS vGRF 75 L POST (s)	I	44	0,311	0,0692	0,1900	0,473	0,982	0,717
	K	19	0,287	0,0765	0,1617	0,456	0,978	0,916

I = intervenční, K = kontrolní, n = počet probandů, SD = směrodatná odchylka, Min = minimum, Max = maximum,

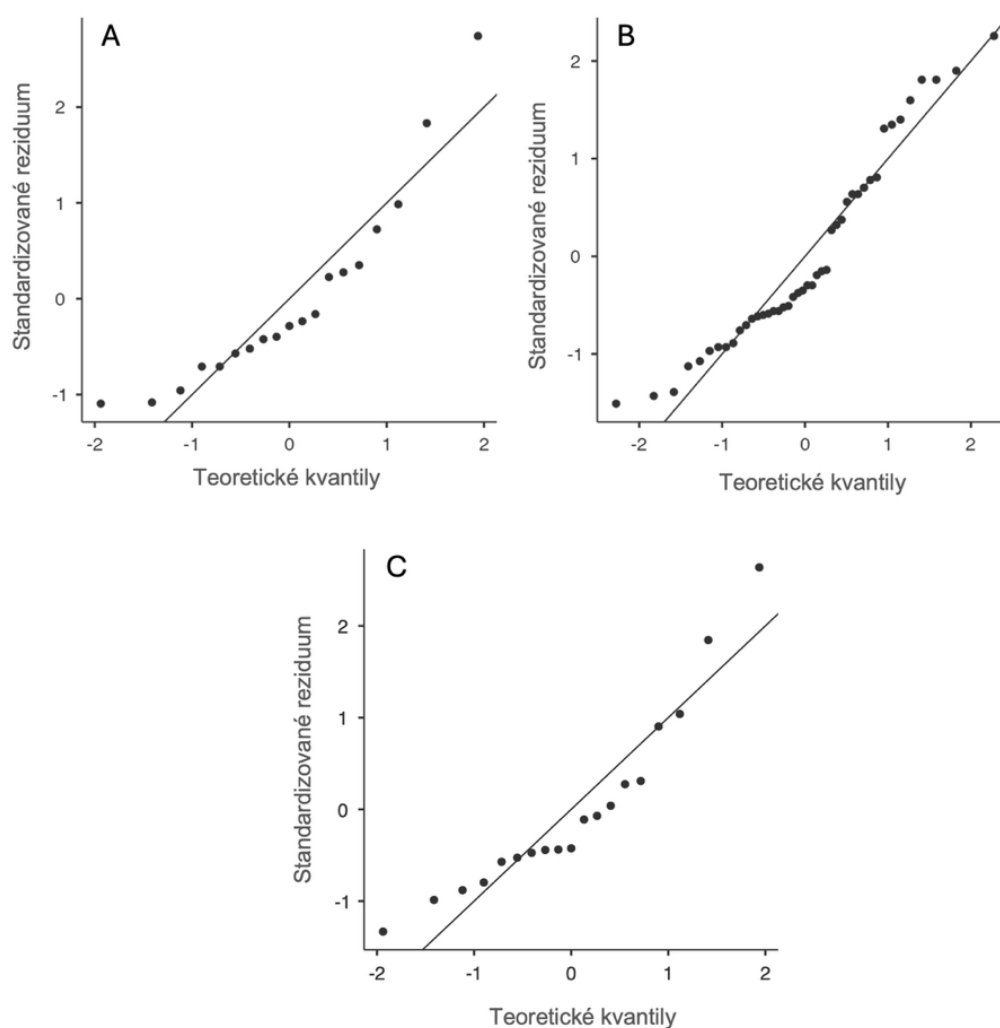
TTS vGRF = čas do stabilizace vertikální reakční síly, NL = bez zátěže, L = se zátěží, 50 = dopad z 50 cm bedny,

75 = dopad ze 75 cm bedny, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, s = sekundy, W = testová statistika

Shapiro–Wilkova testu normality, p = hladina statistické významnosti

Distribuce dat byla ověřena pomocí Shapiro–Wilkova testu. Ve většině případů nebyly detekovány statisticky rozlišitelné odchylky od normality ($p > 0,05$), tzn. že většina proměnných splňovala normalitu distribuce dat. Výjimku představovala I a K skupina v podmínce 50 cm bez zátěže PRE ($W = 0,931$, $p = 0,011$; $W = 0,867$, $p = 0,013$), dále K skupina v podmínce 75 cm bez zátěže PRE ($W = 0,885$, $p = 0,027$). Přestože tyto výjimky vykazaly statisticky rozlišitelnou odchylku, vizuální kontrola pomocí QQ plotů (graf 5) ukázala pouze mírné odchylky v extrémních hodnotách, které nebyly systematické a nenaznačovaly zásadní narušení normality. Díky dostatečné velikosti vzorku u intervenční skupiny ($n = 44$) a obecné robustnosti parametrických testů

vůči menším odchylkám lze tyto výsledky považovat za prakticky nevýznamné. Pro kontrolní skupinu s menším počtem účastníků ($n = 19$) je vhodné výsledky interpretovat obezřetně, avšak vzhledem k tomu, že odchylky nejsou zásadního rázu a nejsou doprovázeny systematickým zkreslením, lze i zde parametrické přístupy považovat za adekvátní.



*Graf 5 - QQ graf I a K skupiny TTS vGRF
(A) K PRE 50 NL, (B) I PRE 50 NL, (C) K PRE 75 NL*

5.2.3.2 Spolehlivost měření čas do stabilizace vertikální rekční síly

Data v tabulce 18 ukazují, že ve většině podmínek byla zaznamenána dobrá až vynikající spolehlivost ($ICC_{3,1} > 0,75$). U K skupiny zůstaly hodnoty vysoké jak v PRE, tak v POST měření. V I skupině byla ve většině podmínek spolehlivost dobrá až vynikající, avšak v podmínce dopadu z 50 cm s výzbrojí a výstrojí (50 L POST) došlo

k poklesu na střední spolehlivost $ICC_{3,1} = 0,539$ (95 % CI [0,434–0,637]). Tento výsledek naznačuje sníženou konzistenci výkonu po intervenci v této specifické podmínce dopadu. Ve všech ostatních podmínkách I skupiny však $ICC_{3,1}$ zůstala nad hodnotou 0,75, což svědčí o celkově dobré spolehlivosti měření, i když je vhodné při interpretaci zohlednit výše zmíněnou nižší hodnotu v dané podmínce dopadu. Na základě převážně vysokých hodnot $ICC_{3,1}$ napříč podmínkami lze považovat měření za celkově dostatečně spolehlivé pro objektivní vyhodnocení intervenčního efektu.

Tabulka 18 - Vnitrotřídní korelační koeficient TTS vGRF

Podmínka	SK	$ICC_{3,1}$ PRE	95 % CI		$ICC_{3,1}$ POST	95 % CI	
50 NL	I	0,936	0,914	0,953	0,866	0,823	0,901
	K	0,915	0,888	0,937	0,925	0,901	0,945
50 L	I	0,908	0,877	0,933	0,539	0,434	0,637
	K	0,944	0,926	0,959	0,925	0,901	0,945
75 NL	I	0,846	0,797	0,886	0,884	0,846	0,915
	K	0,927	0,903	0,946	0,913	0,884	0,935
75 L	I	0,801	0,752	0,858	0,826	0,772	0,871
	K	0,917	0,890	0,938	0,884	0,848	0,914

SK = skupina, I = intervenční, K = kontrolní, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, NL = bez zátěže, 50 = dopad z 50 cm, 75 = dopad ze 75 cm, CI = konfidenční interval, $ICC_{3,1}$ = vnitrotřídní korelační koeficient

5.2.3.3 Vztah mezi závisle proměnnými

▪ Intervenční skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence jednotlivých testovacích podmínek TTS vGRF byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 19).

Tabulka 19 - Pearsonův korelační koeficient TTS vGRF

	n	r	p	95 % CI	
TTS vGRF 50 NL PRE - TTS vGRF 50 NL POST	44	0,760	< ,001	0,598	0,862
TTS vGRF 50 L PRE - TTS vGRF 50 L POST	44	0,578	< ,001	0,340	0,747
TTS vGRF 75 NL PRE - TTS vGRF 75 NL POST	44	0,730	< ,001	0,554	0,844
TTS vGRF 75 L PRE - TTS vGRF 75 L POST	44	0,581	< ,001	0,343	0,748

TTS vGRF = čas do stabilizace vertikální reakční síly, n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, NL = bez zátěže, 50 = dopad z 50 cm, 75 = dopad ze 75 cm, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V I skupině byly zjištěny statisticky rozlišitelné střední až silné korelace mezi hodnotami TTS vGRF v PRE a POST měřeních napříč všemi testovacími

podmínkami. Tyto výsledky poukazují na relativně dobrou míru konzistence individuálních výkonů v čase. Zároveň však hodnoty korelací naznačují existenci nevysvětlitelné variability v odpovědi na intervenci.

▪ Kontrolní skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence jednotlivých testovacích podmínek TTS vGRF proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 20).

Tabulka 20 - Pearsonův korelační koeficient

	n	r	p	95 % CI	
TTS vGRF 50 NL PRE - TTS vGRF 50 NL POST	19	0,903	<,001	0,761	0,963
TTS vGRF 50 L PRE - TTS vGRF 50 L POST	19	0,902	<,001	0,798	0,969
TTS vGRF 75 NL PRE - TTS vGRF 75 NL POST	19	0,928	<,001	0,819	0,972
TTS vGRF 75 L PRE - TTS vGRF 75 L POST	19	0,933	<,001	0,830	0,974

TTS vGRF = čas do stabilizace vertikální reakční síly, n = počet probandů, PRE = před intervencí,

POST = po intervenci, NL = bez zátěže, 50 = dopad z 50 cm, 75 = dopad ze 75 cm, r = korelační koeficient,

p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V K skupině byly napříč všemi podmínkami nalezeny velmi silné korelace mezi hodnotami TTS vGRF v PRE a POST měření, což potvrzuje vysokou míru stability individuálních výkonů v čase.

5.2.3.4 Inferenční analýza dat

Pro vyhodnocení vlivu intervence a testovacích podmínek na TTS vGRF byl aplikován LMM. Model byl specifikován následovně: Závisle proměnná byla hodnota *TTS vGRF*, fixními faktory byly *Skupina* (intervenční vs. kontrolní), *Čas* (PRE vs. POST), *Zatížení* (bez zátěže vs. se zátěží) a *Výška* (50 vs. 75 cm), včetně jejich interakcí až po čtyřnásobnou úroveň. Jako náhodný efekt byla zahrnuta proměnná *ID* pro zachycení intraindividuální variability.

Model vykazoval dobrý fit s daty, přičemž fixní a náhodné efekty společně vysvětlovaly přibližně 76 % variability závisle proměnné. Samotné fixní efekty přispěly k vysvětlení 17 % rozptylu. LRT testy pro plný model i pro fixní část byly statisticky rozlišitelné ($p < 0,001$), což ukazuje, že model jako celek (zejména fixní složka) významně přispěl k vysvětlení variability závisle proměnné (Tabulka 21).

Tabulka 21 - Lineární smíšený model pro TTS vGRF

Typ	R ²	df	LRT X ²	p
Celkový (Conditional)	0,759	48	1902,922	<,001
Fixní efekty (Marginal)	0,171	47	774,724	<,001

R² = koeficient determinace, df = počet stupňů volnosti, LRT X² = hodnota pravděpodobnostního poměru, p = hladina statistické významnosti

▪ Ověření předpokladů modelu

Shapiro-Wilkův i Kolmogorov-Smirnovův test ukazoval statisticky významnou odchylku od normality (tabulka 22). Vizualizace (graf 6) navíc odhalila přítomnost odlehlých hodnot, zejména v krajních částech rozdělení, které mohly ovlivnit validitu modelu.

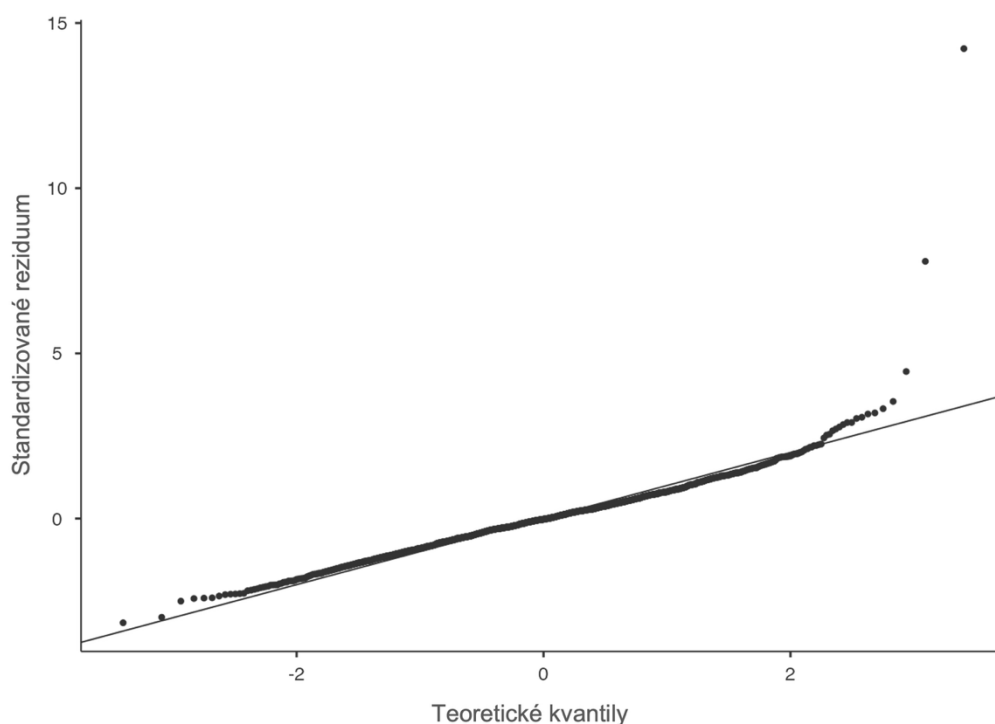
Na základě těchto zjištění byla vyhledána a odstraněna extrémní odlehlá pozorování z I skupiny, která nejvíce narušovala normalitu reziduí. Po jejich vyloučení se distribuce reziduí přiblížila normálnímu rozložení a model byl znovu odhadnut.

Výsledky hlavních efektů i post hoc analýz zůstaly srovnatelné, což potvrzuje robustnost modelu vůči těmto odlehlým datům. Z tohoto důvodu byly následně zachovány původní hodnoty a finální interpretace vychází z úplného datového souboru.

Tabulka 22 - Normalita dat TTS vGRF

Test	Statistics	p
Kolmogorov-Smirnov	0,0509	<,001
Shapiro-Wilk	0,8963	<,001

p = hladina statistické významnosti



Graf 6 - Q-Q graf reziduí modelu pro TTS vGRF

▪ Náhodné efekty (random effects) modelu

Model zahrnoval náhodnou konstantu (*intercept*) pro proměnou ID. Ten vykazoval střední úroveň konzistence variability mezi jednotlivci (ICC = 0,709). Tedy ~71 % variability TTS vGRF souvisela s rozdíly mezi jednotlivci napříč podmínkami (tabulka 23).

Tabulka 23 - Náhodné efekty (random effects) modelu TTS vGRF

Skupina	Název	Rozptyl	SD	ICC
ID	Intercept	0,00433	0,0658	0,709
Residual		0,00177	0,0421	

SD = směrodatná odchylka, ICC = koeficientem vnitrotržní korelace

▪ Vliv jednotlivých faktorů na TTS vGRF

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny jednotlivé hlavní efekty zahrnuté v modelu (tabulka 24).

Tabulka 24 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro TTS vGRF

Efekt	F	df	df (res)	p
Skupina	1,4164	1	61,0	0,239
Čas	48,1334	1	1403,0	<,001
Pokus	0,3463	2	1403,0	0,707
Zatížení	597,2362	1	1403,0	<,001
Výška	96,6267	1	1403,0	<,001

F = hodnota F -testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti,

p = hladina statistické významnosti

Z hlavních efektů (main effects) byly statisticky rozlišitelné proměnné *Čas* (změna hodnot TTS vGRF po intervenci), *Zatížení* (změna hodnot TTS vGRF při zatížení) a *Výška* (vyšší dopadová výška vedla ke změně hodnot TTS vGRF), všechna $p < 0,001$. Naproti tomu efekt *Skupina* (bez ohledu na čas se skupiny nelišily) a efekt *Pokus* (stabilita mezi jednotlivými pokusy) nevykázaly statisticky rozlišitelné rozdíly ($p > 0,05$).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- Po intervenci došlo k mírnému, ale statisticky rozlišitelnému zvýšení hodnot TTS vGRF ($\beta = 0,016$, 95 % CI [0,012; 0,021], $p < 0,001$).
- Podmínka bez přidané zátěže byla spojena s rozlišitelně kratším TTS vGRF oproti podmínce se zátěží ($\beta = -0,058$, 95 % CI [-0,062; -0,053], $p < 0,001$).
- Vyšší výška dopadu (75 cm) byla spojena s mírným zvýšením TTS vGRF ve srovnání s 50 cm ($\beta = 0,023$, 95 % CI [0,019; 0,028], $p < 0,001$).

▪ Vliv kombinace faktorů na TTS vGRF

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny i dvoucestné interakce mezi jednotlivými faktory zahrnutými v modelu (tabulka 25).

Faktor *Pokus* byl z hlediska výzkumného záměru relevantní především jako hlavní efekt pro ověření konzistence výkonu napříč opakováními. Vzhledem k tomu, že žádná

z jeho interakcí s ostatními proměnnými nebyla statisticky rozlišitelná ($p > 0,05$), nejsou dále tyto kombinace interpretovány.

Tabulka 25 - Vliv kombinace faktorů na TTS vGRF

Efekt	F	df	df (res)	p
Dvoucestné interakce				
Skupina * Čas	47,6645	1	1403,0	<,001
Skupina * Zatížení	0,4017	1	1403,0	0,526
Čas * Zatížení	0,0228	1	1403,0	0,880
Skupina * Výška	4,8852	1	1403,0	0,027
Čas * Výška	5,5336	1	1403,0	0,019
Zatížení * Výška	2,9014	1	1403,0	0,089
Tří- a čtyřcestné interakce				
Skupina * Čas * Zatížení	0,2790	1	1403,0	0,597
Skupina * Čas * Výška	1,1334	1	1403,0	0,287
Skupina * Zatížení * Výška	4,5168	1	1403,0	0,034
Čas * Zatížení * Výška	0,6432	1	1403,0	0,423
Skupina * Čas * Zatížení * Výška	0,1602	1	1403,0	0,689

F = hodnota F -testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, $df(res)$ = počet reziduálních stupňů volnosti,

p = hladina statistické významnosti, I = intervenční skupina, K = kontrolní skupina

Ze dvoucestných interakcí byly statisticky rozlišitelné kombinace *Skupina * Čas* ($p < 0,01$), *Skupina * Výška* ($p = 0,027$) a *Čas * Výška* ($p = 0,019$). Ostatní interakce nevykázaly statisticky rozlišitelné rozdíly ($p > 0,05$).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- **Skupina * Čas:** Interakční koeficient $\beta = 0,033$ (95 % CI [0,023; 0,042]; $p < 0,001$) naznačuje, že skupina I vykazala statisticky rozlišitelné prodloužení hodnot TTS vGRF po intervenci než skupina K.
- **Skupina * Výška:** $\beta = 0,010$ (95 % CI [0,001; 0,020], $p = 0,027$) ukazuje, že rozdíl mezi dopady z výšek 75 cm a 50 cm byl statisticky rozlišitelně větší v K skupině než v I skupině.
- **Čas * Výška:** $\beta = -0,011$ (95 % CI [-0,020; -0,002], $p = 0,019$) naznačuje, že rozdíl mezi výškami dopadu byl statisticky více rozlišný před intervencí než po ní.

Z hlediska vyšších interakcí (tří- a čtyřcestných) byla statisticky rozlišitelná pouze kombinace *Skupina * Zatížení * Výška* ($\beta = -0,020$, 95 % CI $[-0,039; -0,001]$, $p = 0,034$). Tento výsledek naznačuje, že rozdíl mezi skupinami v účinku zatížení byl mírně odlišný v závislosti na výšce dopadu. Konkrétně byl rozdíl nejvýraznější při výšce 75 cm. Naopak čtyřcestná interakce *Skupina * Čas * Zatížení * Výška* nebyla statisticky rozlišitelná ($p = 0,689$), což znamená, že účinek intervence zůstal konzistentní napříč kombinacemi výšky dopadu a zatížení.

Tento výsledek umožňuje interpretovat účinek intervence bez nutnosti podrobně rozlišovat všechny kombinace experimentálních podmínek. Přestože byl efekt částečně modifikován podle výšky a zatížení, jeho základní směr a celková velikost byly stabilní. Z tohoto důvodu se další analýza zaměřuje především na dvoucestnou interakci *Skupina * Čas* ($\beta = 0,033$, 95 % CI $[0,023; 0,042]$, $p < 0,001$), která představuje hlavní ukazatel účinku intervence napříč výškami i zatížením.

▪ Post hoc analýza a EMM – vliv intervence na TTS vGRF

Na základě statisticky významné dvoucestné interakce *Skupina * Čas* ($p < 0,001$) byla provedena doplňující post hoc analýza s využitím odhadů marginálních středních hodnot (Estimated Marginal Means, EMM), jejímž cílem bylo ověřit směr a velikost změny hodnot TTS vGRF mezi měřeními PRE a POST v rámci jednotlivých skupin (I a K).

V tabulce 26 je vidět, že I skupina vykázala po intervenci vyšší hodnoty TTS vGRF ($\bar{x} = 0,279$ s) oproti výchozím hodnotám ($\bar{x} = 0,246$ s), zatímco v kontrolní skupině zůstaly hodnoty relativně stabilní (POST: $\bar{x} = 0,241$ s; PRE: $\bar{x} = 0,241$ s).

Tabulka 26 - Marginální střední hodnoty *Skupina * Čas*

Skupina	Čas	Průměr	SE	df	95 % CI	
I	PRE	0,246	0,0101	63,1	0,226	0,266
I	POST	0,279	0,0101	63,1	0,258	0,299
K	PRE	0,241	0,0154	63,1	0,210	0,271
K	POST	0,241	0,0154	63,1	0,210	0,271

I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, SE = směrodatná chyba df = počet stupňů volnosti pro daný efekt,

CI = konfidenční interval

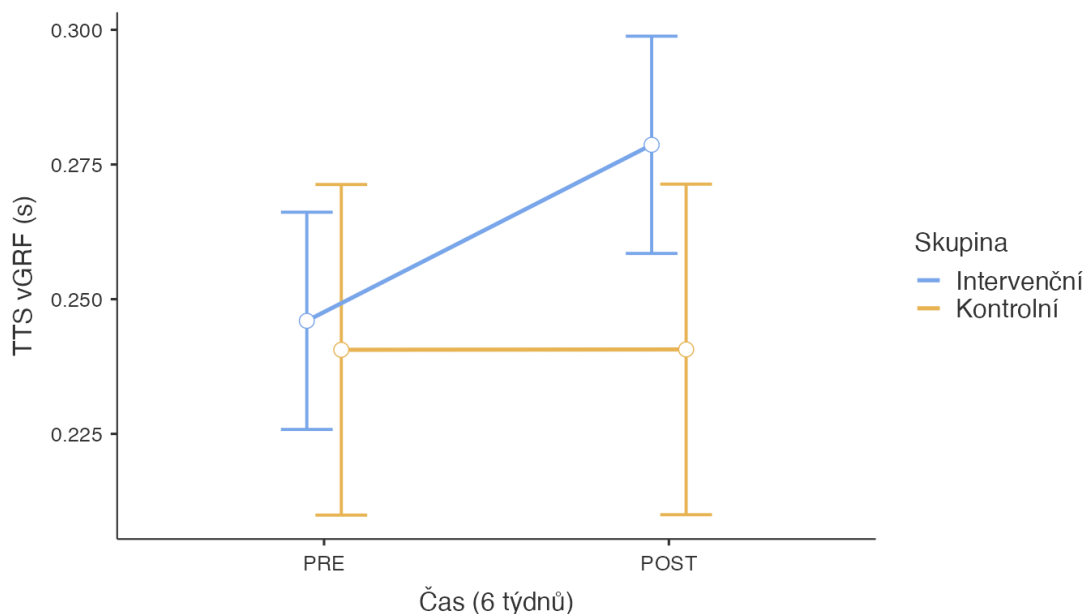
Post hoc analýzy s Bonferroniho korekcí odhalily statisticky rozlišitelné zvýšení hodnot TTS vGRF v I skupině po absolvování specifického pohybového programu ($\Delta = 0,033$, 95 % CI [0,028; 0,038], $p < 0,001$, $|d| = 0,776$). Nicméně tato změna nedosáhla předem stanovené hranice věcné rozlišitelnosti ($d \geq 0,91$). V kontrolní skupině nebyly mezi PRE a POST zaznamenány žádné statisticky ani věcně rozlišitelné rozdíly ($\Delta \approx 0$, $p = 1,000$, $|d| = 0,001$). Při přímém porovnání skupin v čase POST byla intervenční skupina charakterizována mírně vyššími hodnotami TTS vGRF než kontrolní skupina ($\Delta = 0,038$, 95 % CI [0,001; 0,075], $p = 0,257$, $|d| = 0,90$), avšak tento rozdíl nebyl statisticky ani věcně rozlišitelný (tabulka 27).

Tabulka 27 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas (Bonferroniho korekce)

Porovnání												
SK	Čas	vs	SK	Čas	Δ	SE	95 % CI		t	df	<i>p</i>	<i>d</i>
I	POST	-	I	PRE	0,0327	0,003	0,0276	0,0378	12,601	1403,0	<,001	0,776
K	POST	-	K	PRE	7,02e-5	0,004	-0,0077	0,0078	0,0178	1403,0	1,000	0,001
I	POST	-	K	POST	0,0380	0,018	0,0013	0,0745	2,0672	63,1	0,257	0,902

SK = skupina, I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, PRE = před intervencí, POST = po intervencí, vs = versus, Δ = rozdíl, SE = směrodatná chyba, CI = konfidenční interval, t = poměr rozdílu a standardní chyby, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, p = hladina statistické významnosti, $|d|$ = velikost efektu (Cohenovo d)

Graf 7 ilustruje vývoj hodnot TTS vGRF mezi měřeními PRE a POST u I a K skupiny.



Graf 7 - Vliv specifického pohybového programu na absolutní TTS vGRF (s) (Skupina * Čas).

Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI.

TTS vGRF = čas do stabilizace vertikální reakční síly, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, s = sekundy

▪ Závěrečné shrnutí výsledků LMM pro TTS vGRF

Lineární smíšený model vysvětloval 75,9 % variability v hodnotách TTS vGRF, přičemž fixní efekty přispěly 17,1 %. Statisticky rozlišitelné hlavní efekty představovaly čas, výšku a zatížení. Vyšší výška dopadu i zatížení vedly k prodloužení TTS vGRF. Obdobný trend naznačil i faktor času, který po intervenci vykázal mírné zvýšení hodnot.

Nejvýraznější interakční efekt představovala kombinace *Skupina * Čas*, která naznačuje rozdílný vývoj TTS vGRF mezi I a K skupinou. Po intervenci došlo v I skupině k prodloužení TTS vGRF o přibližně 13,4 %, zatímco v K skupině zůstaly hodnoty prakticky nezměněny. Třícestná interakce *Skupina * Zatížení * Výška* naznačila, že rozdíl mezi skupinami byl odlišný v závislosti na výšce a zatížení, nicméně čtyřcestná interakce rozlišitelná nebyla, což potvrzuje konzistentní efekt intervence napříč podmínkami.

Post hoc analýza potvrdila statisticky rozlišitelné zvýšení hodnot TTS vGRF v I skupině po absolvování pohybového programu ($\Delta = 0,033$ s, 95 % CI [0,028; 0,038], $p < 0,001$, $|d| = 0,776$). Nicméně tato změna nedosáhla předem stanovené hranice věcné rozlišitelnosti.

Doplňující analýzy korelací a ICC_{3,1} potvrdily dobrou konzistenci měření napříč podmínkami a časem, přestože I skupina vykazala mírně nižší konzistenci v některých podmínkách (zejména při dopadu z 50 cm se zátěží).

Výsledky naznačují očekávaný biomechanický efekt, kdy vyšší výška dopadu a přítomnost zatížení vedly k prodloužení TTS vGRF. Naopak působení intervence nevedlo ke zkrácení TTS vGRF, ale spíše k mírnému prodloužení stabilizační fáze, které však nebylo prakticky významné. Z tohoto důvodu lze konstatovat, že hypotéza H2 nebyla potvrzena.

5.3 Kinematické ukazatele postavení dolních končetin při dopadu

5.3.1 Flexe kolenního kloubu

5.3.1.1 Deskriptiva

V tabulce 28 je základní popisná statistika hodnot flexe kolenního kloubu ve všech sledovaných podmínkách: dvě výšky dopadu (50 cm a 75 cm), se zátěží i bez zátěže, v časech PRE a POST, pro I i K skupinu.

Tabulka 28 - Deskriptivní charakteristika a test normality - flexe kolenního kloubu

	Skupina	n	Průměr	SD	Min	Max	Shapiro-Wilk	
							W	p
Flexe 50 NL PRE (°)	I	44	100,9	14,0	65,1	130	0,986	0,876
	K	19	106,1	11,6	85,6	123	0,950	0,398
Flexe 50 NL POST (°)	I	44	94,1	13,8	57,9	125	0,980	0,617
	K	19	106,3	11,8	85,2	124	0,955	0,473
Flexe 50 L PRE (°)	I	44	98,4	12,4	77,1	130	0,981	0,678
	K	19	102,2	11,3	69,0	115	0,855	0,008
Flexe 50 L POST (°)	I	44	93,0	12,5	69,9	129	0,972	0,342
	K	19	101,0	10,4	69,8	114	0,863	0,011
Flexe 75 NL PRE (°)	I	44	95,5	11,6	69,5	120	0,989	0,954
	K	19	99,1	11,7	70,0	113	0,854	0,008
Flexe 75 NL POST (°)	I	44	88,6	11,4	69,4	111	0,962	0,153
	K	19	98,6	11,7	69,0	112	0,835	0,004
Flexe 75 L PRE (°)	I	44	91,8	11,7	68,4	118	0,987	0,895
	K	19	94,3	11,9	64,2	110	0,863	0,011
Flexe 75 L POST (°)	I	44	86,5	11,3	66,1	110	0,976	0,476
	K	19	95,0	11,8	64,2	109	0,840	0,005

I = intervenční, K = kontrolní, n = počet probandů, SD = směrodatná odchylka, Min = minimum, Max = maximum,

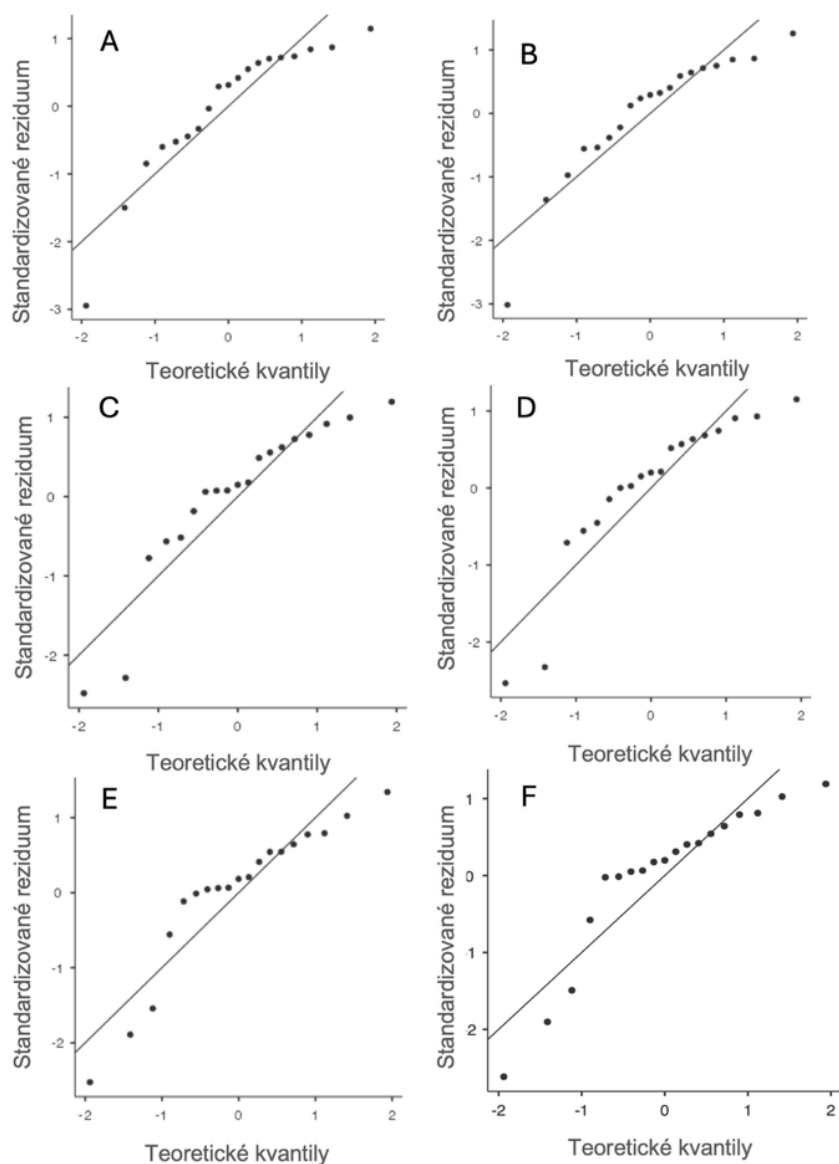
NL = bez zátěže, L = se zátěží, 50 = dopad z 50 cm bedny, 75 = dopad ze 75 cm bedny, PRE = před intervencí,

POST = po intervenci, ° = úhel, W = testová statistika Shapiro–Wilkova testu normality,

p = hladina statistické významnosti

Distribuce dat byla ověřena pomocí Shapiro–Wilkova testu. Ve většině podmínek nebyly detekovány statisticky rozlišitelné odchylky od normality ($p > 0,05$), a data tedy lze považovat za normálně rozdělená. Výjimku představovala K skupina v podmínce 50 cm s přidanou zátěží (50 L PRE: $W = 0,855$, $p = 0,008$; 50 L POST: $W = 0,863$, $p = 0,011$), dále podmínka 75 cm bez zátěže PRE ($W = 0,854$, $p = 0,008$) a POST ($W = 0,835$, $p = 0,004$), a podmínka 75 cm se zátěží PRE ($W = 0,863$, $p = 0,011$)

a POST ($W = 0,840$, $p = 0,005$). Tyto výjimky byly potvrzeny i vizuální kontrolou QQ plotů, které ukazují systematické odchylky v extrémních hodnotách (graf 8).



Graf 8 - QQ graf flexe kontrolní skupiny

(A) POST 50 L, (B) PRE 50 L, (C) PRE 75 NL, (D) POST 75 NL, (E) PRE 75 L, (F) POST 75 L

5.3.1.2 Spolehlivost měření flexe kolenního kloubu

Data v tabulce 29 ukazují, že ve všech podmínkách byla zaznamenána dobrá až vynikající spolehlivost ($ICC_{3,1} > 0,75$). Hodnoty zůstaly vysoké jak v intervenční, tak v kontrolní skupině, a to jak v PRE, tak v POST měření. I v náročnějších podmínkách (dopad ze 75 cm se zátěží) byla spolehlivost zachována. Celkově tedy měření vykazovalo dobrou až vynikající opakovatelnost napříč všemi podmínkami, bez významných známek snížené spolehlivosti po intervenci.

Tabulka 29 - Vnitrotržní korelační koeficient flexe kolenního kloubu

Podmínka	SK	ICC _{3,1} PRE	95 % CI		ICC _{3,1} POST	95 % CI	
50 NL	I	0,947	0,928	0,961	0,909	0,879	0,934
	K	0,879	0,841	0,909	0,907	0,878	0,931
50 L	I	0,881	0,842	0,913	0,931	0,907	0,949
	K	0,857	0,814	0,893	0,871	0,831	0,904
75 NL	I	0,823	0,768	0,868	0,891	0,855	0,902
	K	0,856	0,828	0,901	0,909	0,880	0,932
75 L	I	0,803	0,743	0,853	0,821	0,765	0,867
	K	0,868	0,828	0,901	0,893	0,860	0,920

SK = skupina, I = intervenční, K = kontrolní, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, NL = bez zátěže,

50 = dopad z 50 cm, 75 = dopad ze 75 cm, CI = konfidenční interval, ICC_{3,1} = vnitrotržní korelační koeficient

5.3.1.3 Vztah mezi závisle proměnnými

▪ **Intervenční skupina**

Pro zhodnocení vnitřní konzistence jednotlivých testovacích podmínek kolenní flexe byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 30).

Tabulka 30 - Pearsonův korelační koeficient

	n	r	p	95 % CI	
Flexe 50 NL PRE - Flexe 50 NL POST	44	0,856	< ,001	0,749	0,919
Flexe 50 L PRE - Flexe 50 L POST	44	0,735	< ,001	0,561	0,847
Flexe 75 NL PRE - Flexe 75 NL POST	44	0,786	< ,001	0,749	0,919
Flexe 75 L PRE - Flexe 75 L POST	44	0,831	< ,001	-0,104	0,468

n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, NL = bez zátěže, 50 = dopad z 50 cm, 75 = dopad ze 75 cm, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V I skupině byly zjištěny statisticky rozlišitelné velmi silné korelace mezi hodnotami flexe kolenního kloubu v PRE a POST měřeních napříč všemi testovacími podmínkami. Tyto výsledky poukazují na relativně dobrou míru konzistence individuálních výkonů v čase.

▪ **Kontrolní skupina**

Pro zhodnocení vnitřní konzistence jednotlivých testovacích podmínek kolenní flexe byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 31) pro podmínku flexe 50 cm NL a pro podmínky s nenormálním rozložením (50 cm L, 75 cm NL, 75 cm L) byl použit Spearmanův korelační koeficient (tabulka 32).

Tabulka 31 - Pearsonův korelační koeficient

	n	r	p	95 % CI	
Flexe 50 NL PRE - Flexe 50 NL POST	19	0,992	< ,001	0,979	0,997

n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, NL = bez zátěže, 50 = dopad z 50 cm, 75 = dopad ze 75 cm, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

Tabulka 32 - Spearmanův korelační koeficient

	n	r	p	95 % CI	
Flexe 50 L PRE - Flexe 50 L POST	19	0,975	<,001	0,936	0,991
Flexe 75 NL PRE - Flexe 75 NL POST	19	0,993	<,001	0,981	0,997
Flexe 75 L PRE - Flexe 75 L POST	19	0,986	<,001	0,964	0,995

n = počet probandů, *PRE* = před intervencí, *POST* = po intervenci, *NL* = bez zátěže, *50* = dopad z 50 cm, *75* = dopad ze 75 cm, *r* = korelační koeficient, *p* = hladina statistické významnosti, *CI* = konfidenční interval

V K skupině byly napříč všemi podmínkami nalezeny velmi silné korelace mezi hodnotami kolenní flexe v PRE a POST měření, což potvrzuje vysokou míru stability individuálních výkonů v čase.

5.3.1.4 Inferenční analýza dat

Pro vyhodnocení vlivu intervence a testovacích podmínek na kolenní flexi byl aplikován LMM. Model byl specifikován následovně: Závislou proměnnou byla hodnota *flexe*, fixními faktory byly *Skupina* (intervenční vs. kontrolní), *Čas* (PRE vs. POST), *Zatížení* (bez zátěže vs. se zátěží) a *Výška* (50 vs. 75 cm), včetně jejich interakcí až po čtyřnásobnou úroveň. Jako náhodný efekt byla zahrnuta proměnná *ID* pro zachycení intraindividuální variability.

Model vykazoval velmi dobrý fit s daty, přičemž fixní a náhodné efekty společně vysvětlovaly přibližně 60,5 % variability závisle proměnné. Samotné fixní efekty přispěly k vysvětlení 15,6 % rozptylu. LRT testy pro plný model i pro fixní část byly statisticky rozlišitelné ($p < 0,001$) což ukazuje, že model jako celek (zejména fixní složka) významně přispěl k vysvětlení variability závisle proměnné (tabulka 33).

Tabulka 33 - Lineární smíšený model pro kolenní flexi

Typ	R ²	df	LRT X ²	p
Celkový (Conditional)	0,605	48	1200,019	<,001
Fixní efekty (Marginal)	0,156	47	373,329	<,001

R² = koeficient determinace, *df* = počet stupňů volnosti, *LRT X²* = hodnota pravděpodobnostního poměru, *p* = hladina statistické významnosti

▪ Ověření předpokladů modelu

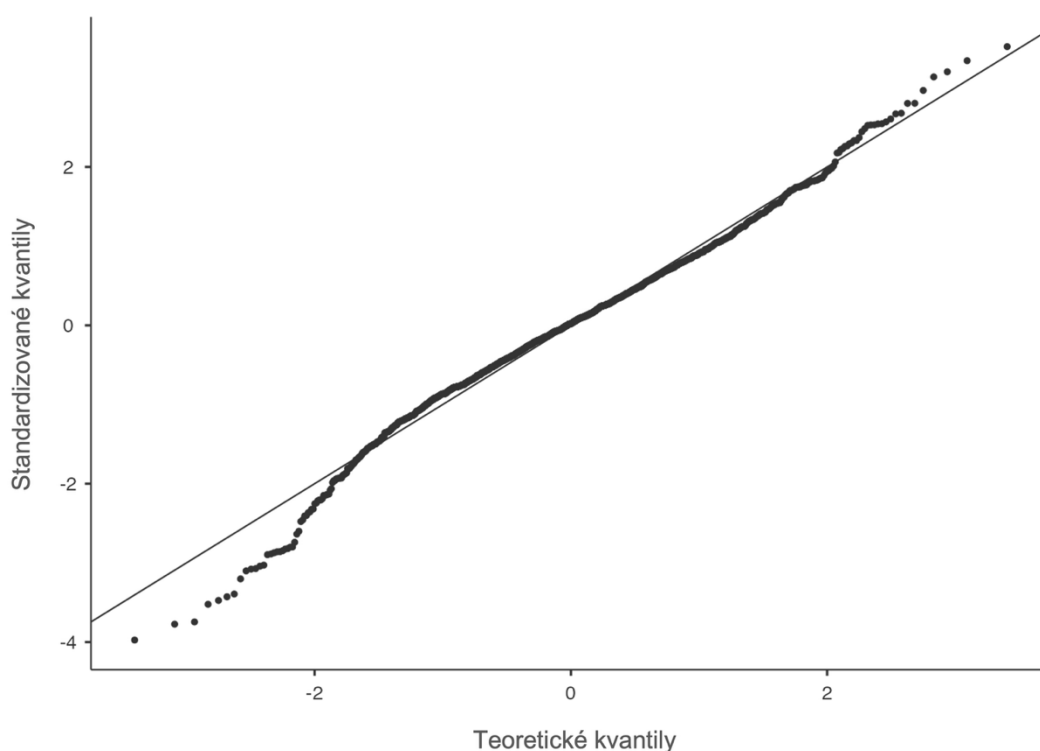
Přestože Shapiro-Wilkův i Kolmogorov-Smirnovův test ukazoval statisticky významnou odchylku od normality (tabulka 34). Vizualizace (graf 9) naznačuje, že odchylky jsou spíše mírné a nejsou systematické. Vzhledem k dostatečné robustnosti

LMM vůči menším odchylkám od normality lze předpokládat, že výsledky modelu zůstávají validní.

Tabulka 34 - Normalita dat kolenní flexe

Test	Statistics	<i>p</i>
Kolmogorov-Smirnov	0,0369	0,033
Shapiro-Wilk	0,9867	<,001

p = hladina statistické významnosti



Graf 9 - Q-Q graf reziduí modelu pro kolenní flexi

▪ Náhodné efekty (random effects) modelu kolenní flexe

Model zahrnoval náhodnou konstantu (*intercept*) pro proměnou ID. Ten vykazoval střední úroveň konzistence variability mezi jednotlivci (ICC = 0,532). Tedy ~53 % variability kolenní flexe souvisela s rozdíly mezi jednotlivci napříč podmínkami (tabulka 35).

Tabulka 35 - Náhodné efekty (random effects) modelu kolenní flexe

Skupina	Název	Rozptyl	SD	ICC
ID	Intercept	84,9	9,22	0,532
Residual		74,8	8,65	

SD = směrodatná odchylka, ICC = koeficientem vnitřní korelace

▪ Vliv jednotlivých faktorů na kolenní flexi

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny jednotlivé hlavní efekty zahrnuté v modelu (tabulka 36).

Tabulka 36 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro kolenní flexi

Efekt	F	df	df (res)	p
Skupina	6,7482	1	61,0	0,012
Čas	42,5203	1	1402,0	<,001
Pokus	0,0144	2	1402,0	0,986
Zatížení	48,2620	1	1402,0	<,001
Výška	184,0570	1	1402,0	<,001

F = hodnota F-testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti,

p = hladina statistické významnosti

Z hlavních efektů (main effects) byly statisticky rozlišitelné proměnné *Čas* (změna hodnot kolenní flexe po intervenci), *Zatížení* (změna hodnot kolenní flexe při zatížení) a *Výška* (vyšší dopadová výška vedla ke změně hodnot kolenní flexi), všechna $p < 0,001$ a dále také *Skupina* (úhel flexe v K a I se rozlišitelně lišil) $p = 0,012$. Naproti tomu efekt *Pokus* (stabilita mezi jednotlivými pokusy) nevykázal statisticky rozlišitelný rozdíl ($p > 0,05$).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- Po intervenci došlo k mírnému, ale statisticky rozlišitelnému zmenšení úhlu kolenní flexe, tedy došlo k výraznějšímu ohnutí kolenního kloubu ($\beta = -3,16$, 95 % CI $[-4,11; -2,21]$, $p < ,001$).
- Podmínka bez přidané zátěže byla spojena s rozlišitelně větším úhlem kolenní flexe při dopadu oproti podmínce se zátěží, což znamená, že při dopadu došlo k větší míře ohnutí kolenního kloubu ($\beta = 3,37$, 95 % CI $[2,42; 4,32]$, $p < ,001$).

- Vyšší výška dopadu (75 cm) byla spojena se statisticky rozlišitelně menším úhlem kolenní flexe při dopadu oproti výšce 50 cm, což značí větší pokrčení v kolenním kloubu ($\beta = -6,57$, 95 % CI $[-7,52; -5,62]$, $p < ,001$).
- K skupina vykazovala celkově větší kolenní flexi než I skupina ($\beta = 6,69$, 95 % CI $[1,64; 11,75]$, $p = 0,012$).

▪ Vliv kombinace faktorů na kolenní flexi

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny i dvoucestné interakce mezi jednotlivými faktory zahrnutými v modelu (tabulka 37).

Faktor *Pokus* byl z hlediska výzkumného záměru relevantní především jako hlavní efekt pro ověření konzistence výkonu napříč opakováními. Vzhledem k tomu, že žádná z jeho interakcí s ostatními proměnnými nebyla statisticky rozlišitelná ($p > 0,05$), nejsou dále tyto kombinace interpretovány.

Tabulka 37 - Vliv kombinace faktorů na kolenní flexi

Efekt	F	df	df (res)	p
Dvoucestné interakce				
Skupina * Čas	37,0147	1	1402,0	<,001
Skupina * Zatížení	4,2890	1	1402,0	0,039
Čas * Zatížení	0,5778	1	1402,0	0,447
Skupina * Výška	1,4424	1	1402,0	0,230
Čas * Výška	0,0974	1	1402,0	0,755
Zatížení * Výška	0,1185	1	1402,0	0,731
Tří- a čtyřcestné interakce				
Skupina * Čas * Zatížení	0,6933	1	1402,0	0,405
Skupina * Čas * Výška	0,0677	1	1402,0	0,795
Skupina * Zatížení * Výška	0,6346	1	1402,0	0,426
Čas * Zatížení * Výška	0,5134	1	1402,0	0,474
Skupina * Čas * Zatížení * Výška	0,2929	1	1402,0	0,588

F = hodnota F -testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti,

p = hladina statistické významnosti, I = intervenční skupina, K = kontrolní skupina

Ze dvoucestných interakcí byly statisticky rozlišitelné kombinace *Skupina * Čas* ($p < 0,001$), *Skupina * Zatížení* ($p = 0,039$). Ostatní interakce nevykázaly statisticky rozlišitelné rozdíly ($p > 0,05$).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- **Skupina * Čas:** Interakční koeficient $\beta = 5,90$ (95 % CI [3,99; 7,80]; $p < ,001$) naznačuje, že skupina K vykazala statisticky rozlišitelně větší úhel kolenní flexe při dopadu po intervenci oproti skupině I, což naznačuje menší pokrčení v kolenním kloubu skupiny K po intervenci.
- **Skupina * Zatížení:** $\beta = 2,01$ (95 % CI [0,11; 3,91], $p = 0,038$) indikuje, že rozdíl mezi podmínkami se zátěží a bez zátěže byl statisticky rozlišitelně větší ve skupině K než ve skupině I, což znamená odlišnou odpověď skupin na zatížení při dopadu (větší úhel v kolenním kloubu, tedy menší pokrčení, u skupiny K).

Z hlediska vyšších interakcí (tří- a čtyřcestných) nebyla žádná interakce statisticky rozlišitelná. To znamená, že účinek intervence zůstal konzistentní napříč kombinacemi výšky dopadu a zatížení.

Tento výsledek umožňuje interpretovat účinek intervence bez nutnosti podrobně rozlišovat všechny kombinace experimentálních podmínek. Přestože byl efekt částečně modifikován podle výšky a zatížení, jeho základní směr a celková velikost byly stabilní. Z tohoto důvodu se další analýza zaměřuje především na dvoucestnou interakci **Skupina * Čas** ($\beta = 5,90$ (95 % CI [3,99; 7,80]; $p < ,001$), která představuje hlavní ukazatel účinku intervence napříč výškami i zatížením.

▪ Post hoc analýza a EMM – vliv intervence na kolenní flexi

Na základě statisticky významné dvoucestné interakce **Skupina * Čas** ($p < 0,001$) byla provedena doplňující post hoc analýza s využitím odhadů marginálních středních hodnot (Estimated Marginal Means, EMM), jejímž cílem bylo ověřit směr a velikost změny hodnot kolenní flexi mezi měřeními PRE a POST v rámci jednotlivých skupin (I a K).

V tabulce 38 vidíme, že skupina I vykazala po intervenci menší hodnoty úhlu kolenní flexe při dopadu ($\bar{x} = 90,6^\circ$) oproti výchozím hodnotám ($\bar{x} = 96,7^\circ$), což značí větší pokrčení kolene po intervenci. Naopak v K skupině zůstaly hodnoty prakticky beze změny (POST: $\bar{x} = 100,2^\circ$; PRE: $\bar{x} = 100,4^\circ$), což ukazuje na absenci výrazné odezvy na intervenci.

Tabulka 38 - Marginální střední hodnoty Skupina * Čas

Skupina	Čas	Průměr	SE	df	95 % CI	
I	PRE	96,7	1,44	65,4	93,8	99,5
I	POST	90,6	1,44	65,4	87,7	93,4
K	PRE	100,4	2,19	65,4	96,0	104,8
K	POST	100,2	2,19	65,4	95,8	104,6

I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, SE = směrodatná chyba df = počet stupňů volnosti pro daný efekt,

CI = konfidenční interval

Post hoc analýzy s Bonferroniho korekcí odhalily statisticky rozlišitelné zmenšení úhlu kolenní flexe v I skupině po absolvování specifického pohybového programu ($\Delta = -6,11^\circ$, 95 % CI $[-7,15; -5,06]$, $p < ,001$, $|d| = 0,706$), což ukazuje na větší pokrčení kolene. Nicméně tato změna nedosáhla předem stanovené hranice věcné rozlišitelnosti ($d \geq 0,91$). V K skupině nebyly mezi PRE a POST zaznamenány žádné statisticky ani věcně rozlišitelné rozdíly ($\Delta = -0,21^\circ$, 95 % CI $[-1,80; 1,38]$, $p = 1,000$, $|d| = 0,024$). Při přímém porovnání skupin v čase POST vykazovala skupina I statisticky i věcně rozlišitelně menší úhel kolenní flexe než skupina K ($\Delta = -9,64^\circ$, 95 % CI $[-14,88; -4,41]$, $p = 0,003$, $|d| = 1,114$) což potvrzuje výraznější pokrčení kolene v intervenční skupině. (tabulka 39).

Tabulka 39 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas (Bonferroniho korekce)

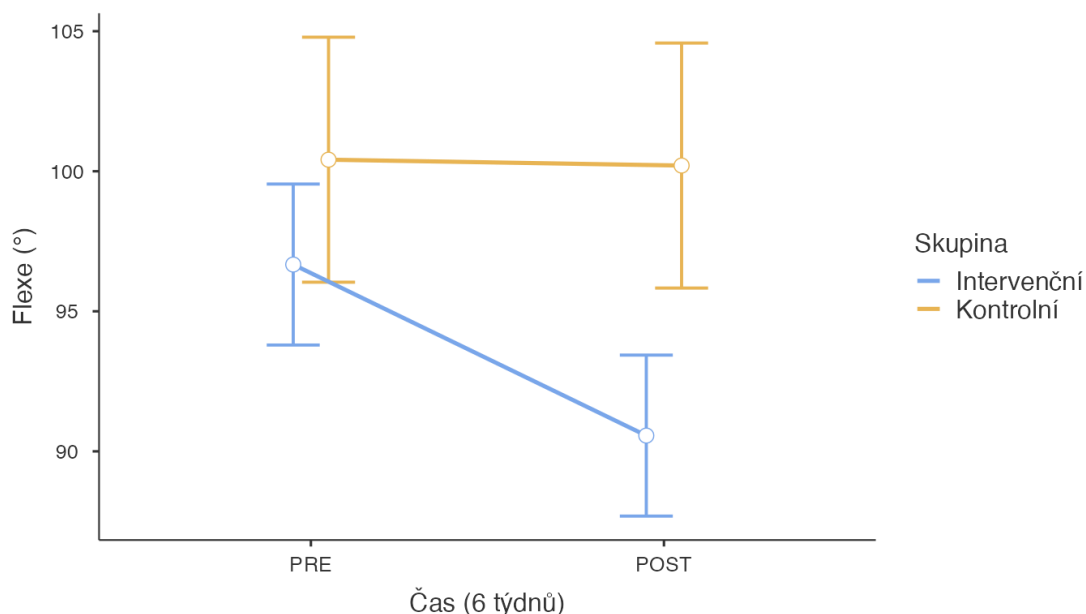
Porovnání												
SK	Čas	vs	SK	Čas	Δ	SE	95 % CI		t	df	p	d
I	POST	-	I	PRE	-6,107	0,532	-7,15	-5,06	-11,471	1402,0	<,001	- 0,706
K	POST	-	K	PRE	-0,209	0,810	-1,80	1,38	-0,258	1402,0	1,000	- 0,024
I	POST	-	K	POST	-9,642	2,621	-14,88	-4,41	-3,679	65,4	0,003	- 1,114

SK = skupina, I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, PRE = před intervencí, POST = po intervenci,

vs = versus, Δ = rozdíl, SE = směrodatná chyba, CI = konfidenční interval, t = poměr rozdílu a standardní chyby,

df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, p = hladina statistické významnosti, $|d|$ = velikost efektu (Cohenovo d)

Graf 10 ilustruje vývoj hodnot kolenní flexe mezi měřeními PRE a POST u I a K skupiny.



*Graf 10 - Vliv specifického pohybového programu na flexi v kolenním kloubu (°) (Skupina * Čas).*

Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI.

PRE = před intervencí, POST = po intervencí, ° = stupně

▪ Závěrečné shrnutí výsledků LMM pro kolenní flexi

Lineární smíšený model vysvětloval 60,5 % variability v hodnotách kolenní flexe při dopadu, přičemž fixní efekty přispěly 15,6 %. Statisticky rozlišitelné hlavní efekty představovaly čas, výšku, zatížení a skupinu. Po intervenci došlo k menším hodnotám úhlu kolenní flexe (větší pokrčení kolene), vyšší výška dopadu i přítomnost zátěže vedly k dalšímu pokrčení kolene a kontrolní skupina vykazovala celkově větší úhel flexe než intervenční skupina.

Nejvýraznější interakční efekt představovala kombinace *Skupina * Čas*, která naznačuje rozdílný vývoj kolenní flexe mezi skupinami I a K. Po intervenci došlo ve skupině I ke zmenšení úhlu flexe při dopadu o přibližně 6,3 %, což odpovídá většímu pokrčení kolene. Naopak v kontrolní skupině K zůstaly hodnoty prakticky beze změny (změna $\approx 0,2$ %). Třicetná interakce *Skupina * Zatížení * Výška* nenaznačila rozlišitelný rozdíl mezi skupinami v závislosti na výšce a zatížení, to potvrdila i čtyřicetná interakce, což potvrzuje konzistentní efekt intervence napříč podmínkami.

Post hoc analýza potvrdila statisticky rozlišitelné zmenšení úhlu kolenní flexe při dopadu ve skupině I po absolvování pohybového programu ($\Delta = -6,11^\circ$, 95 % CI $[-7,15; -5,06]$, $p < ,001$, $|d| = 0,706$). Nicméně tato změna nedosáhla předem stanovené hranice věcné rozlišitelnosti. Při přímém porovnání skupin po intervenci však skupina I vykazovala statisticky i věcně rozlišitelně menší úhel kolenní flexe než skupina K ($\Delta = -9,64^\circ$, 95 % CI $[-14,88; -4,41]$, $p = 0,003$, $|d| = 1,114$), což značí výraznější pokrčení kolene a potvrzuje praktický přínos intervence.

Doplňující analýzy korelací a ICC_{3,1} potvrdily dobrou až vynikající konzistenci měření úhlu kolenní flexe napříč všemi podmínkami a časovými body.

Výsledky ukázaly, že vyšší výška dopadu a přítomnost zátěže vedly k většímu pokrčení kolene (menšímu úhlu flexe kolenního kloubu). Specifický pohybový program ve skupině I dále vedl ke zmenšení úhlu flexe, tedy k hlubšímu dřepu při dopadu, což lze interpretovat jako žádoucí adaptaci směřující k účinnějšímu tlumení nárazů. Tato změna ve skupině I byla i statisticky rozlišitelná ($p < ,001$), avšak nedosáhla předem stanovené hranice věcné rozlišitelnosti ($|d| = 0,706$). Naopak při přímém srovnání s K skupinou po intervenci byl rozdíl statisticky i věcně rozlišitelný ($|d| = 1,114$). Z tohoto důvodu lze konstatovat, že hypotéza H3 byla potvrzena při porovnání mezi skupinami.

5.3.2 Dynamický valgus kolenního kloubu

5.3.2.1 Deskriptiva

V tabulce 40 je základní popisná statistika hodnot dynamického valgu kolenního kloubu pro levou (Le) i pravou (Pr) dolní končetinu ve všech sledovaných podmínkách: dvě výšky dopadu (50 cm a 75 cm), se zátěží i bez zátěže, v časech PRE a POST, pro I i K skupinu.

Tabulka 40 - Deskriptivní charakteristika a test normality - dynamického valgu kolenního kloubu

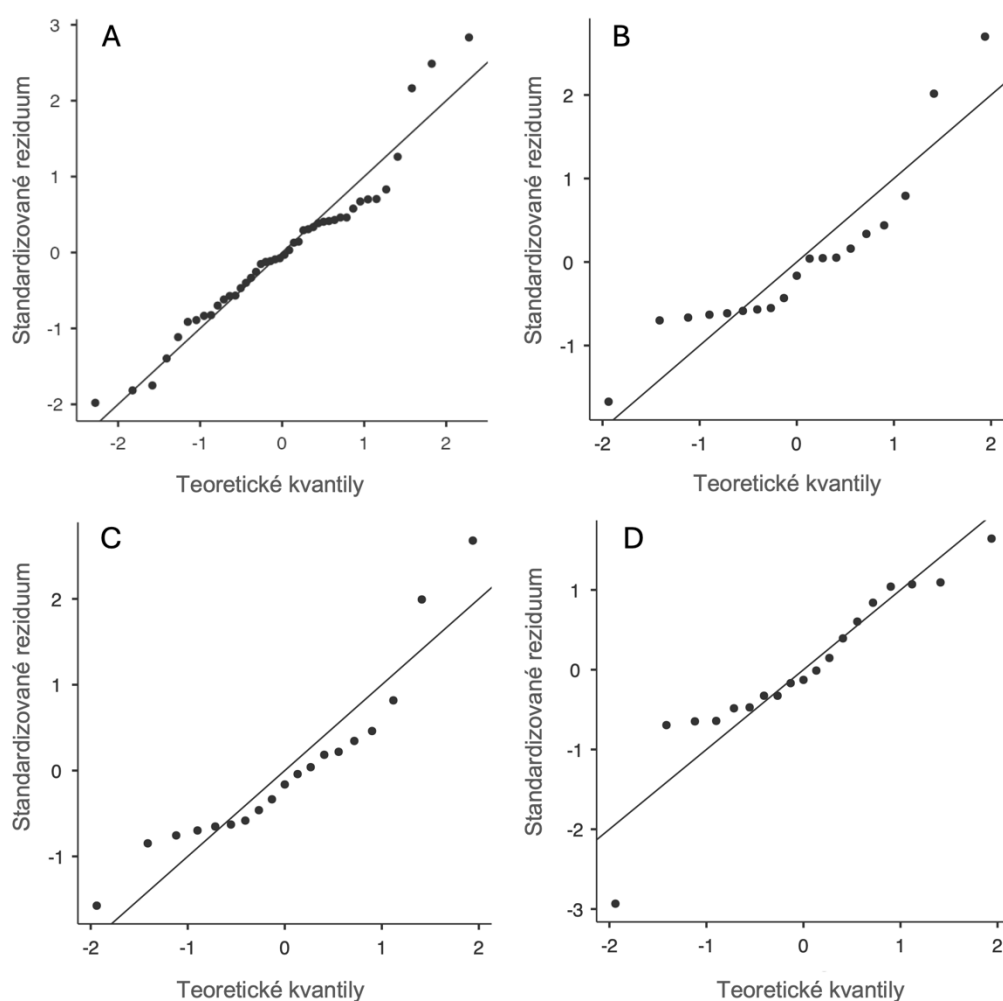
								Shapiro-Wilk	
Skupina Končetina			n	Průměr	SD	Min	Max	W	p
Valgus 50 NL PRE (°)	I	Le	44	-10,83	5,99	-24,3	2,9	0,975	0,443
		Pr	44	8,61	7,58	-6,4	24,4	0,985	0,83
	K	Le	19	-3,05	5,36	-14,4	7,4	0,973	0,837
		Pr	19	-1,68	3,58	-7,9	6,9	0,96	0,578
Valgus 50 NL POST (°)	I	Le	44	-9,93	4,89	-22,2	3,3	0,987	0,881
		Pr	44	6,17	5,36	-2,8	19,9	0,955	0,086
	K	Le	19	-2,95	5,36	-13,9	8,1	0,985	0,983
		Pr	19	-1,62	3,8	-7,3	7,0	0,957	0,511
Valgus 50 L PRE (°)	I	Le	44	-10,14	6,75	-25,4	3,2	0,966	0,223
		Pr	44	9,58	6,77	-3,2	22,8	0,972	0,362
	K	Le	19	-3,38	5,86	-13,2	12,4	0,861	0,01
		Pr	19	0,27	3,59	-6,2	6,2	0,956	0,489
Valgus 50 L POST (°)	I	Le	44	-9,65	4,72	-19,7	0,4	0,968	0,264
		Pr	44	6,6	4,48	0,1	17,0	0,954	0,079
	K	Le	19	-3,5	5,78	-12,6	12,0	0,884	0,025
		Pr	19	0,18	3,54	-6,6	6,8	0,973	0,83
Valgus 75 NL PRE (°)	I	Le	44	-10,66	6,58	-27,6	2,3	0,969	0,276
		Pr	44	8,87	6,68	-4,8	22,2	0,977	0,52
	K	Le	19	-1,66	5,7	-18,4	7,7	0,897	0,043
		Pr	19	1,84	6,14	-8,9	12,6	0,977	0,909
Valgus 75 NL POST (°)	I	Le	44	-10,36	4,8	-19,1	0,1	0,978	0,551
		Pr	44	7,49	5,32	-3,5	20,0	0,988	0,922
	K	Le	19	-1,47	5,81	-18,3	7,9	0,914	0,089
		Pr	19	1,55	6,18	-9,1	12,7	0,981	0,954
Valgus 75 L PRE (°)	I	Le	44	-10,56	6,68	-25,6	5,2	0,967	0,233
		Pr	44	8,65	7,13	-5,5	28,8	0,948	0,046
	K	Le	19	-2,04	4,92	-10,7	9,0	0,916	0,095
		Pr	19	6,76	6,93	-7,0	24,7	0,94	0,266
Valgus 75 L POST (°)	I	Le	44	-9,63	5,31	-21,7	2,7	0,982	0,722
		Pr	44	7,11	4,93	-1,6	18,5	0,971	0,318
	K	Le	19	-1,75	4,83	-10,1	9,6	0,911	0,078
		Pr	19	6,5	6,85	-7,2	23,6	0,945	0,323

I = intervenční, K = kontrolní, n = počet probandů, Le = levá dolní končetina, Pr = pravá dolní končetina,

SD = směrodatná odchylka, Min = minimum, Max = maximum, NL = bez zátěže, L = se zátěží, 50 = dopad z 50 cm bedny, 75 = dopad ze 75 cm bedny, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, ° = úhel, W = testová statistika

Shapiro–Wilkova testu normality, p = hladina statistické významnosti

Distribuce dat byla ověřena pomocí Shapiro–Wilkova testu. Ve většině podmínek nebyly detekovány statisticky rozlišitelné odchylky od normality ($p > 0,05$), a data tedy lze považovat za normálně rozdělená. Výjimku představovala v I skupině Pr dolní končetina v podmínce 75 cm s přidanou zátěží PRE ($W = 0,948$, $p = 0,046$). Dále byly výjimky identifikovány u K skupiny a její Le dolní končetiny v podmínce 50 cm s přidanou zátěží (50 L PRE: $W = 0,861$, $p = 0,010$; 50 L POST: $W = 0,884$, $p = 0,025$) a v podmínkách 75 cm bez zátěže PRE ($W = 0,897$, $p = 0,043$). Nicméně po vizuální kontrole QQ plotů byly tyto podmínky I i K skupiny hodnoceny jako nenormálně rozložené (graf 11).



Graf 11 - QQ graf I a K skupiny kolenního valgu

(A) I Pr 75 L PRE, (B) K Le 50 L PRE, (C) K Le 50 L POST, (D) K Le 75 NL PRE

5.3.2.2 Spolehlivost měření dynamického valgu kolenního kloubu

Data v tabulce 41 ukazují, že většina testovacích podmínek vykazovala mezi PRE a POST měřením dobrou až vynikající spolehlivost ($ICC_{3,1} > 0,75$), a to konzistentně napříč skupinami i končetinami. Nižší hodnoty byly zaznamenány především u dopadů se zátěží, zejména v I skupině na Le DK (50 L: $ICC_{3,1} = 0,833 \rightarrow 0,663$; 75 L: $ICC_{3,1} = 0,730 \rightarrow 0,558$), což naznačuje sníženou konzistenci výkonu měření v těchto náročnějších podmínkách po intervenci. Podobný pokles byl patrný také u K skupiny na Pr DK při 50 L ($ICC_{3,1} = 0,696 \rightarrow 0,625$). Celkově lze spolehlivost měření dynamického valgu kolenního kloubu považovat za dostatečnou pro objektivní vyhodnocení intervenčního efektu, s upozorněním na vyšší variabilitu u dopadů se zátěží, zejména na Le DK po intervenci.

Tabulka 41 - Vnitrotřídní korelační koeficient dynamického valgu kolenního kloubu

Podmínka	SK	DK	$ICC_{3,1}$ PRE	95 % CI		$ICC_{3,1}$ POST	95 % CI	
50 NL	I	Le	0,782	0,717	0,837	0,778	0,712	0,833
		Pr	0,9	0,867	0,927	0,871	0,829	0,905
	K	Le	0,907	0,877	0,931	0,888	0,852	0,916
		Pr	0,777	0,714	0,830	0,753	0,685	0,811
50 L	I	Le	0,833	0,781	0,876	0,663	0,574	0,741
		Pr	0,833	0,781	0,876	0,832	0,779	0,857
	K	Le	0,964	0,952	0,974	0,937	0,916	0,954
		Pr	0,696	0,617	0,765	0,625	0,536	0,706
75 NL	I	Le	0,841	0,791	0,882	0,832	0,779	0,875
		Pr	0,913	0,883	0,936	0,856	0,811	0,894
	K	Le	0,565	0,467	0,655	0,897	0,864	0,923
		Pr	0,852	0,807	0,889	0,843	0,796	0,882
75 L	I	Le	0,73	0,655	0,796	0,558	0,455	0,653
		Pr	0,894	0,859	0,922	0,797	0,736	0,848
	K	Le	0,897	0,864	0,923	0,843	0,796	0,882
		Pr	0,887	0,851	0,915	0,853	0,809	0,890

SK = skupina, I = intervenční, K = kontrolní, DK = dolní končetina, Le = levá dolní končetina, Pr = pravá dolní končetina, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, NL = bez zátěže, 50 = dopad z 50 cm, 75 = dopad ze 75 cm, CI = konfidenční interval, $ICC_{3,1}$ = vnitrotřídní korelační koeficient

5.3.2.3 Vztah mezi závisle proměnnými

▪ Intervenční skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence jednotlivých testovacích podmínek dynamického kolenního valgu byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 42).

Tabulka 42 - Pearsonův korelační koeficient

Podmínka	DK	n	r	p	95 % CI	
Valgus 50 NL PRE - Valgus 50 NL POST	Le	44	0,693	< ,001	0,498	0,821
	Pr		0,857	< ,001	0,751	0,920
Valgus 50 L PRE - Valgus 50 L POST	Le	44	0,662	< ,001	0,454	0,801
	Pr		0,754	< ,001	0,590	0,859
Valgus 75 NL PRE - Valgus 75 NL POST	Le	44	0,655	< ,001	0,444	0,797
	Pr		- 0,223	0,146	-0,487	0,079
Valgus 75 L PRE - Valgus 75 L POST	Le	44	0,559	< ,001	0,315	0,734
	Pr		0,713	< ,001	0,528	0,834

n = počet probandů, *DK* = dolní končetina, *Le* = levá dolní končetina, *Pr* = pravá dolní končetina,
PRE = před intervencí, *POST* = po intervenci, *NL* = bez zátěže, *50* = dopad z 50 cm, *75* = dopad ze 75 cm,
r = korelační koeficient, *p* = hladina statistické významnosti, *CI* = konfidenční interval

V I skupině byly nalezeny pozitivní, statisticky rozlišitelné silné až velmi silné korelace mezi hodnotami dynamického valgu kolenního kloubu v PRE a POST měřeních napříč většinou testovacích podmínek. Tyto výsledky ukazují na relativně vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase. Výjimkou byla podmínka dopadu z výšky 75 cm bez přidané zátěže u Pr dolní končetiny, kde se objevila slabá negativní a statisticky nerozlišitelná korelace. Tento výsledek může souviset se zvýšenou intraindividuální variabilitou výkonu, nižší spolehlivostí měření v dané podmínce, nebo s potenciální chybou ve vyhodnocení dané proměnné. Z tohoto důvodu je vhodné interpretovat tuto odchylku s opatrností a opřít se primárně o výsledky analýzy LMM, který reflektuje variabilitu mezi účastníky i podmínkami.

▪ Kontrolní skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence jednotlivých testovacích podmínek dynamického kolenního valgu byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 43). Pro podmínku 50 cm s přidanou zátěží a podmínku 75 cm bez přidané zátěže u Le dolní končetiny s nenormálním rozložením byl použit Spearmanův korelační koeficient (tabulka 44).

Tabulka 43 - Pearsonův korelační koeficient

Podmínka	DK	n	r	p	95 % CI	
Valgus 50 NL PRE - Valgus 50 NL POST	Le	19	0,995	< ,001	0,987	0,998
	Pr		0,989	< ,001	0,971	0,996
Valgus 50 L PRE - Valgus 50 L POST	Pr	19	0,99	< ,001	0,975	0,996
Valgus 75 NL PRE - Valgus 75 NL POST	Pr	19	0,193	0,429	-0,287	0,595
Valgus 75 L PRE - Valgus 75 L POST	Le	19	0,996	< ,001	0,989	0,998
	Pr		0,997	< ,001	0,991	0,999

n = počet probandů, *DK* = dolní končetina, *Le* = levá dolní končetina, *Pr* = pravá dolní končetina,
PRE = před intervencí, *POST* = po intervenci, *NL* = bez zátěže, *50* = dopad z 50 cm, *75* = dopad ze 75 cm,
r = korelační koeficient, *p* = hladina statistické významnosti, *CI* = konfidenční interval

Tabulka 44 - Spearmanův korelační koeficient

Podmínka	DK	n	r	p	95 % CI	
Valgus 50 L PRE - Valgus 50 L POST	Le	19	0,97	< ,001	0,922	0,989
Valgus 75 NL PRE - Valgus 75 NL POST	Le	19	0,965	< ,001	0,910	0,987

n = počet probandů, *DK* = dolní končetina, *Le* = levá dolní končetina, *Pr* = pravá dolní končetina,
PRE = před intervencí, *POST* = po intervenci, *NL* = bez zátěže, *50* = dopad z 50 cm, *75* = dopad ze 75 cm,
r = korelační koeficient, *p* = hladina statistické významnosti, *CI* = konfidenční interval

V kontrolní skupině byly mezi hodnotami dynamického valgu kolenního kloubu v PRE a POST měřeních zaznamenány velmi silné pozitivní korelace ve všech testovacích podmínkách kromě jedné. Tyto výsledky naznačují na relativně vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase. Výrazně nižší konzistence výkonu byla zaznamenána v podmínce dopadu z výšky 75 cm bez přidané zátěže u Pr dolní končetiny, kde byla nalezena slabá, statisticky nerozlišitelná korelace. Tento výsledek může souviset se zvýšenou intraindividuální variabilitou výkonu, nižší spolehlivostí měření v dané podmínce, nebo s potenciální chybou ve vyhodnocení dané proměnné. Z tohoto důvodu je vhodné interpretovat tuto odchylku s opatrností a opřít se primárně o výsledky analýzy LMM, který reflektuje variabilitu mezi účastníky i podmínkami.

5.3.2.4 Inferenční analýza dat

Pro analýzu vlivu intervence a testovacích podmínek na úhel dynamického kolenního valgu byl použit LMM. Model byl specifikován následovně: Závislou proměnnou byla hodnota *valgus*, fixními faktory byly *Skupina* (intervenční vs. kontrolní), *Končetina* (levá a pravá) *Čas* (PRE vs. POST), *Zatížení* (bez zátěže vs. se zátěží) a *Výška* (50 vs. 75 cm), včetně jejich interakcí až po pětinasobnou úroveň. Jako náhodný efekt byla zahrnuta proměnná *ID* pro zachycení intraindividuální variability.

Model vykazoval velmi dobrý fit s daty, přičemž fixní a náhodné efekty společně vysvětlovaly přibližně 64,2 % variability závislé proměnné. Samotné fixní efekty přispěly k vysvětlení 61,4 % rozptylu. LRT testy pro plný model i pro fixní část byly statisticky rozlišitelné ($p < 0,001$) což ukazuje, že model jako celek (zejména fixní složka) významně přispěl k vysvětlení variability závislé proměnné (tabulka 45).

Tabulka 45 - Lineární smíšený model pro dynamický kolenní valgus

Typ	R ²	df	LRT X ²	p
Celkový (Conditional)	0,642	96	3067,342	<,001
Fixní efekty (Marginal)	0,614	95	3055,249	<,001

R^2 = koeficient determinace, df = počet stupňů volnosti, $LRT X^2$ = hodnota pravděpodobnostního poměru,

p = hladina statistické významnosti

▪ Ověření předpokladů modelu

Přestože Shapiro-Wilkův test ukazoval statisticky významnou odchylku od normality, výsledek Kolmogorov-Smirnovova testu tuto odchylku neukazuje (tabulka 46). Vizualizace (graf 12) však odhalila přítomnost odlehlých hodnot, zejména v krajních částech rozdělení, které mohly ovlivnit validitu modelu.

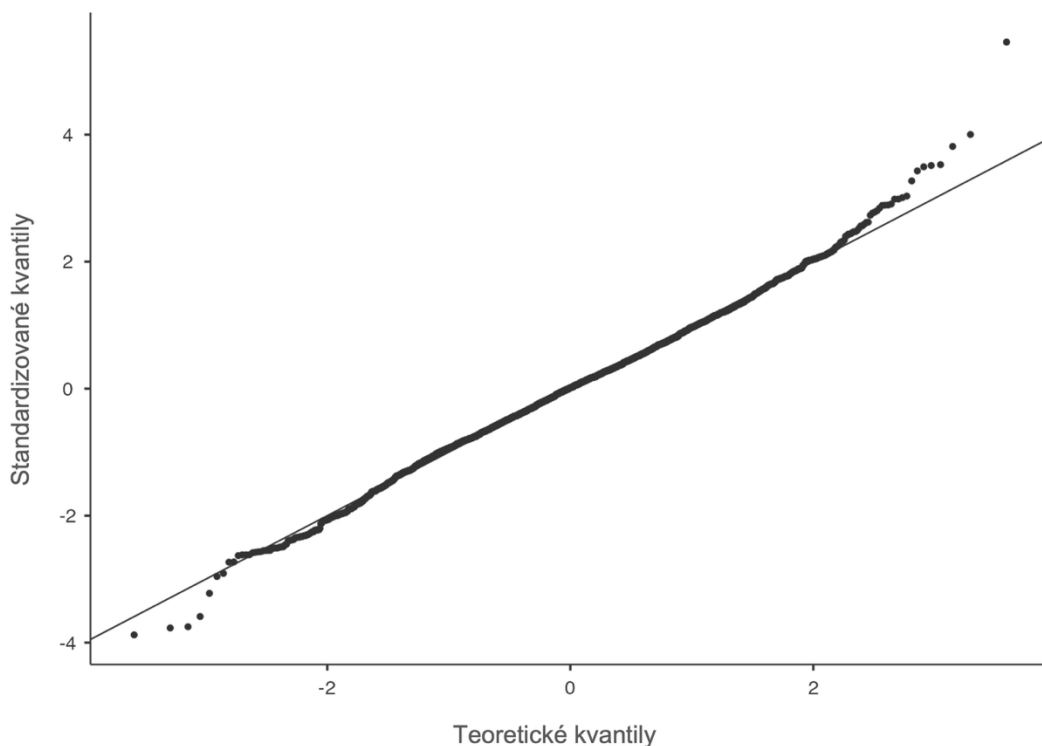
Na základě těchto zjištění byla vyhledána a odstraněna extrémní odlehlá pozorování z I i K skupiny, která nejvíce narušovala normalitu reziduí. Po jejich vyloučení se distribuce reziduí přiblížila normálnímu rozložení a model byl znovu odhadnut.

Výsledky hlavních efektů i post hoc analýz zůstaly srovnatelné, což potvrzuje robustnost modelu vůči těmto odlehlým datům. Z tohoto důvodu byly následně zachovány původní hodnoty a finální interpretace vychází z úplného datového souboru.

Tabulka 46 - Normalita dat kolenního valgu

Test	Statistics	<i>p</i>
Kolmogorov-Smirnov	0,0181	0,274
Shapiro-Wilk	0,9958	<,001

p = hladina statistické významnosti



Graf 12 - Q-Q graf reziduí modelu pro dynamický kolenní valgu

▪ Náhodné efekty (random effects) modelu kolenního valgu

Model zahrnoval náhodnou konstantu (*intercept*) pro proměnou ID. Ten vykazoval velmi nízkou úroveň konzistence variability mezi jednotlivci (ICC = 0,0728). Tedy ~7,3 % variability dynamického kolenního valgu souvisela s rozdíly mezi jednotlivci napříč podmínkami (tabulka 47). Nízká hodnota odpovídá očekávané vysoké citlivosti biomechanických proměnných na změnu testovacích podmínek.

Tabulka 47 - Náhodné efekty (random effects) modelu dynamického kolenního valgu

Skupina	Název	Rozptyl	SD	ICC
ID	Intercept	2,79	1,67	0,0728
Residual		35,49	5,96	

SD = směrodatná odchylka, *ICC* = koeficient vnitrotržní korelace

▪ Vliv jednotlivých faktorů na dynamicky kolenní valgus

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny jednotlivé hlavní efekty zahrnuté v modelu (tabulka 48).

Tabulka 48 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro dynamický kolenní valgus

Efekt	F	df	df (res)	p
Skupina	2,37442	1	61,0	0,129
Čas	2,36699	1	2867,0	0,124
Pokus	0,05634	2	2867,0	0,945
Zatížení	15,19085	1	2867,0	<,001
Výška	47,25204	1	2867,0	<,001
Končetina	2230,02194	1	2867,0	<,001

F = hodnota F-testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti,

p = hladina statistické významnosti

Z hlavních efektů byly statisticky rozlišitelné proměnné *Zatížení* ($p < ,001$), *Výška* ($p < ,001$) a *Končetina* ($p < ,001$). To naznačuje, že zvýšené zatížení a vyšší dopadová výška měly rozlišitelný vliv mezi levou a pravou dolní končetinou. Naproti tomu efekt *Skupina* ($p = 0,129$) a *Čas* ($p = 0,124$) nevykázaly statisticky rozlišitelné rozdíly, což naznačuje, že bez zohlednění dalších faktorů (např. končetiny) se mezi skupinami ani mezi PRE a POST měřením nelišily.

Efekt *Pokus* ($p = 0,945$) nebyl rovněž významný, což ukazuje na konzistenci výsledků mezi jednotlivými opakováními pokusu.

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- Podmínka bez přidané zátěže byla spojena s rozlišitelně menší hodnotou valgusového postavení kolenního kloubu oproti zatížené podmínce ($\beta = -0,92$, 95 % CI $[-1,38; -0,46]$, $p < ,001$), což značí menší pokles mediální stability.
- Vyšší výška dopadu (75 cm) vedla k rozlišitelně většímu úhlu valgusového postavení oproti výšce 50 cm ($\beta = 1,62$, 95 % CI $[1,16; 2,09]$, $p < ,001$), tedy většímu vbočení kolenního kloubu při dopadu.
- Pr dolní končetina vykazovala systematicky větší hodnoty dynamického kolenního valgusu než Le ($\beta = 11,15$, 95 % CI $[10,69; 11,61]$, $p < ,001$), což naznačuje, že Le a Pr dolní končetina vykazují rozdílné pohybové strategie při dopadu a nereagují na změny podmínek shodně.

- **Vliv kombinace faktorů na dynamický kolenní valgus**

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny i dvoucestné interakce mezi jednotlivými faktory zahrnutými v modelu (tabulka 49).

Faktor *Pokus* byl z hlediska výzkumného záměru relevantní především jako hlavní efekt pro ověření konzistence výkonu napříč opakováními. Vzhledem k tomu, že žádná z jeho interakcí s ostatními proměnnými nebyla statisticky rozlišitelná ($p > 0,05$), nejsou dále tyto kombinace interpretovány.

Tabulka 49 - Vliv kombinace faktorů na dynamický kolenní valgus

Efekt	F	df	df (res)	p
Dvoucestné interakce				
Skupina * Čas	2,26278	1	2867,0	0,133
Skupina * Zatížení	6,32411	1	2867,0	0,012
Čas * Zatížení	0,04606	1	2867,0	0,830
Skupina * Výška	43,41435	1	2867,0	<,001
Čas * Výška	0,40393	1	2867,0	0,525
Zatížení * Výška	1,20896	1	2867,0	0,272
Skupina * Končetina	868,22321	1	2867,0	<,001
Čas * Končetina	10,09922	1	2867,0	0,001
Zatížení * Končetina	14,05358	1	2867,0	<,001
Výška * Končetina	16,53501	1	2867,0	<,001
Třícestné interakce				
Skupina * Čas * Zatížení	0,00425	1	2867,0	0,948
Skupina * Čas * Výška	0,37736	1	2867,0	0,539
Skupina * Zatížení * Výška	5,07667	1	2867,0	0,024
Čas * Zatížení * Výška	0,26120	1	2867,0	0,609
Skupina * Čas * Končetina	6,89601	1	2867,0	0,009
Skupina * Zatížení * Končetina	18,39911	1	2867,0	<,001
Čas * Zatížení * Končetina	0,05653	1	2867,0	0,812
Skupina * Výška * Končetina	9,62603	1	2867,0	0,002
Čas * Výška * Končetina	0,18372	1	2867,0	0,668
Zatížení * Výška * Končetina	1,13286	1	2867,0	0,287
Čtyř a pěticestné interakce				
Skupina * Čas * Zatížení * Výška	0,05960	1	2867,0	0,807
Skupina * Čas * Zatížení * Končetina	0,05209	1	2867,0	0,819
Skupina * Čas * Výška * Končetina	0,98288	1	2867,0	0,322
Skupina * Zatížení * Výška * Končetina	4,20520	1	2867,0	0,040
Čas * Zatížení * Výška * Končetina	0,04003	1	2867,0	0,841
Skupina * Čas * Zatížení * Výška * Končetina	0,02069	1	2867,0	0,886

F = hodnota F-testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti, p = hladina statistické významnosti, I = intervenční skupina, K = kontrolní skupina

Z dvoucestných interakcí byly statisticky rozlišitelné kombinace *Skupina * Zatížení* ($p = 0,012$), *Skupina * Výška* ($p < ,001$), *Skupina * Končetina* ($p < ,001$), *Čas * Končetina* ($p = 0,001$), *Zatížení * Končetina* ($p < ,001$) a *Výška * Končetina* ($p < ,001$). Ostatní interakce nevykázaly statisticky rozlišitelné rozdíly ($p > 0,05$).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- ***Skupina * Zatížení:*** Interakční koeficient $\beta = -1,19$ (95 % CI [-2,11; -0,26]; $p = 0,012$) naznačuje, že skupiny reagovaly odlišně na zátěž; v K skupině se stabilita kolenního kloubu zhoršovala více při dopadu se zátěží.
- ***Skupina * Výška:*** $\beta = 3,11$ (95 % CI [2,19; 4,04]; $p < ,001$) ukazuje, že K skupina vykazovala výraznější změnu při vyšší výšce dopadu (75 cm) oproti skupině I.
- ***Skupina * Končetina:*** $\beta = -13,91$ (95 % CI [-14,84; -12,98]; $p < ,001$) indikuje, že rozdíl mezi Pr a Le dolní končetinou se významně lišil mezi skupinami, což naznačuje různé asymetrie.
- ***Čas * Končetina:*** $\beta = 1,50$ (95 % CI [0,58; 2,43]; $p = 0,001$) naznačuje, že změny mezi PRE a POST měřením nebyly stejné pro obě nohy.
- ***Zatížení * Končetina:*** $\beta = -1,77$ (95 % CI [-2,69; -0,84]; $p < ,001$) ukazuje, že vliv zátěže byl odlišný pro pravou a levou nohu.
- ***Výška * Končetina:*** $\beta = 1,92$ (95 % CI [0,99; 2,85]; $p < ,001$) indikuje, že efekt výšky dopadu se lišil mezi nohama.

Z třicestných interakcí byly statisticky rozlišitelné kombinace *Skupina * Zatížení * Končetina* ($p < ,001$), *Skupina * Výška * Končetina* ($p = 0,002$) a *Skupina * Čas * Končetina* ($p = 0,009$).

Ostatní třicestné interakce zahrnující faktor *Končetina* byly již detailněji interpretovány v rámci dvoucestných kombinací, a jejich přínos k dalšímu rozlišení účinku intervence nebyl zásadní.

Ze čtyřcestných interakcí byla statisticky významná pouze kombinace *Skupina * Zatížení * Výška * Končetina* ($p = 0,040$). Vzhledem k tomu, že vliv těchto

faktorů byl již analyzován v rámci nižších interakcí, nepřináší tato kombinace zásadní nové poznatky nad rámec předchozích výsledků a není dále detailně interpretována.

Ostatní čtyř- a pěticečné interakce byly statisticky nevýznamné ($p > 0,05$) a vzhledem k jejich vysoké komplexitě a omezené interpretovatelnosti nejsou dále rozebírány.

Další analýza se tedy zaměřuje výhradně na klíčovou třicečnou interakci ***Skupina * Čas * Končetina*** ($\beta = -2,48$; 95 % CI $[-4,33; -0,63]$; $p = 0,009$), která představuje hlavní ukazatel účinku intervence napříč výškami a zatížením. Hodnota záporného koeficientu indikuje, že rozdíl v dynamickém valgusu mezi Pr a Le dolní končetinou se mezi skupinami změnil odlišně v čase, přičemž v intervenční skupině došlo k výraznějšímu posunu směrem k vyrovnanějšímu pohybovému projevu mezi končetinami.

▪ **Post hoc analýza a EMM – vliv intervence na dynamický kolenní valgus**

Na základě statisticky významné třicečné interakce *Skupina * Čas * Končetina* ($p = 0,009$) byla provedena doplňující post hoc analýza s využitím odhadů marginálních středních hodnot (Estimated Marginal Means, EMM), jejímž cílem bylo ověřit směr a velikost změny hodnot dynamického kolenního valgusu mezi měřeními PRE a POST samostatně pro P a L dolní končetinu v rámci jednotlivých skupin (I a K).

V tabulce 50 vidíme, že v I skupině byla po intervenci zaznamenána změna postavení kolenního kloubu směrem k neutrální ose u obou dolních končetin. U Pr končetiny, která při vstupním měření vykazovala varózní postavení ($\bar{x} = 8,93^\circ$), došlo po intervenci ke zmenšení na $\bar{x} = 6,84^\circ$. U Le končetiny, která naopak vykazovala valgózní postavení ($\bar{x} = -10,55^\circ$), došlo ke zmírnění odchylky na $\bar{x} = -9,90^\circ$. V K skupině byly hodnoty stabilní bez výrazné změny mezi měřeními. U Pr končetiny se průměrné postavení změnilo z $\bar{x} = 1,79^\circ$ na $\bar{x} = 1,65^\circ$, u Le končetiny z $\bar{x} = -2,53^\circ$ na $\bar{x} = -2,41^\circ$.

Tabulka 50 - Marginální střední hodnoty Skupina * Čas * Končetina

Skupina	Čas	DK	Průměr	SE	df	95 % CI	
I	PRE	Pr	8,93	0,361	160	8,214	9,64
		Le	-10,55	0,361	160	-11,261	-9,83
I	POST	Pr	6,84	0,361	160	6,126	7,55
		Le	-9,90	0,361	160	-10,609	-9,18
K	PRE	Pr	1,79	0,550	160	0,707	2,88
		Le	-2,53	0,550	160	-3,618	-1,45
K	POST	Pr	1,65	0,550	160	0,568	2,74
		Le	-2,41	0,550	160	-3,496	-1,32

I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, DK = dolní končetina, Le = levá, Pr = pravá, SE = směrodatná chyba df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, CI = konfidenční interval

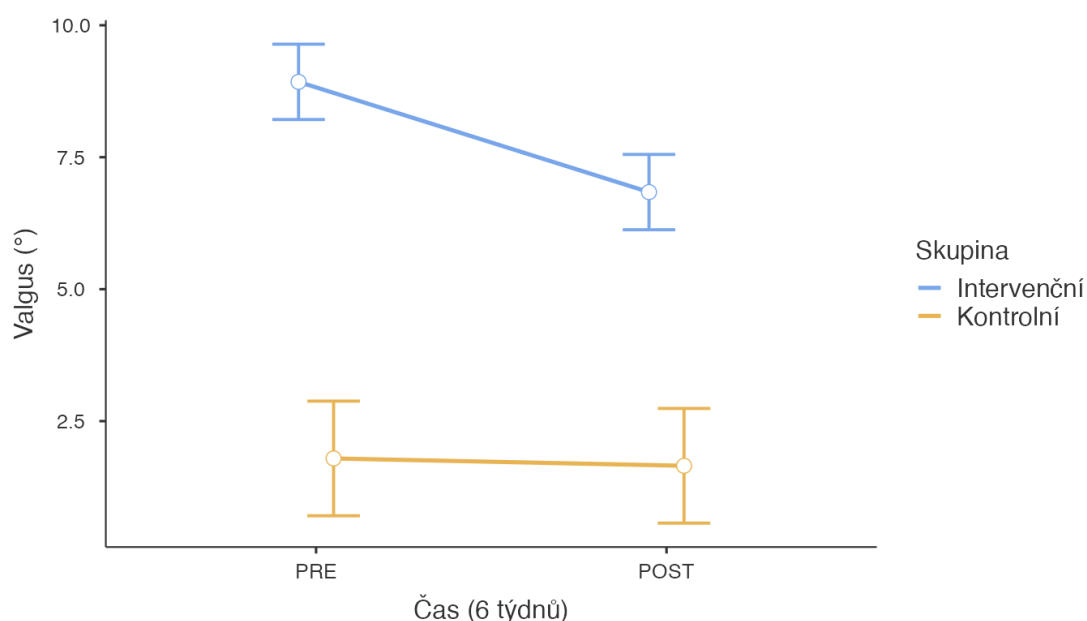
Post hoc analýzy s Bonferroniho korekcí odhalily statisticky rozlišitelné zmenšení úhlu postavení kolenního kloubu na Pr dolní končetině I skupiny po absolvování pohybového programu ($\Delta = -2,09^\circ$, 95 % CI $[-2,81; -1,37]$, $p < ,001$, $|d| = 0,350$). Vzhledem k tomu, že výchozí hodnota (EMM = $8,93^\circ$) byla v oblasti varusového postavení, tato změna indikuje zmírnění varusu (tedy posun k neutrálnější ose). Na Le dolní končetině nebyl mezi PRE a POST v I skupině pozorován statisticky rozlišitelný rozdíl ($\Delta = 0,65^\circ$, 95 % CI $[-0,07; 1,37]$, $p = 1,000$, $|d| = 0,109$), což znamená, že valgusové postavení kolenního kloubu (výchozí EMM = $-10,55^\circ$) zůstalo prakticky beze změny. V K skupině se neobjevily žádné rozlišitelné rozdíly mezi PRE a POST u Pr ($\Delta = -0,14^\circ$, $p = 1,000$) ani Le ($\Delta = 0,12^\circ$, $p = 1,000$) končetiny, což potvrzuje nezměněné postavení kolenního kloubu bez intervence. Při přímém porovnání mezi skupinami po intervenci vykazovala I skupina rozlišitelně větší úhel na Pr končetině oproti K skupině ($\Delta = 5,19^\circ$, 95 % CI $[3,90; 6,48]$, $p < ,001$, $|d| = 0,869$), což znamená, že i po zlepšení byl v I skupině větší varus. Naopak, na Le končetině měla I skupina rozlišitelnější valgus než kontrolní ($\Delta = -7,49^\circ$, 95 % CI $[-8,78; -6,20]$, $p < ,001$, $|d| = 1,255$) (tabulka 51).

Tabulka 51 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas * Končetina (Bonferroniho korekce)

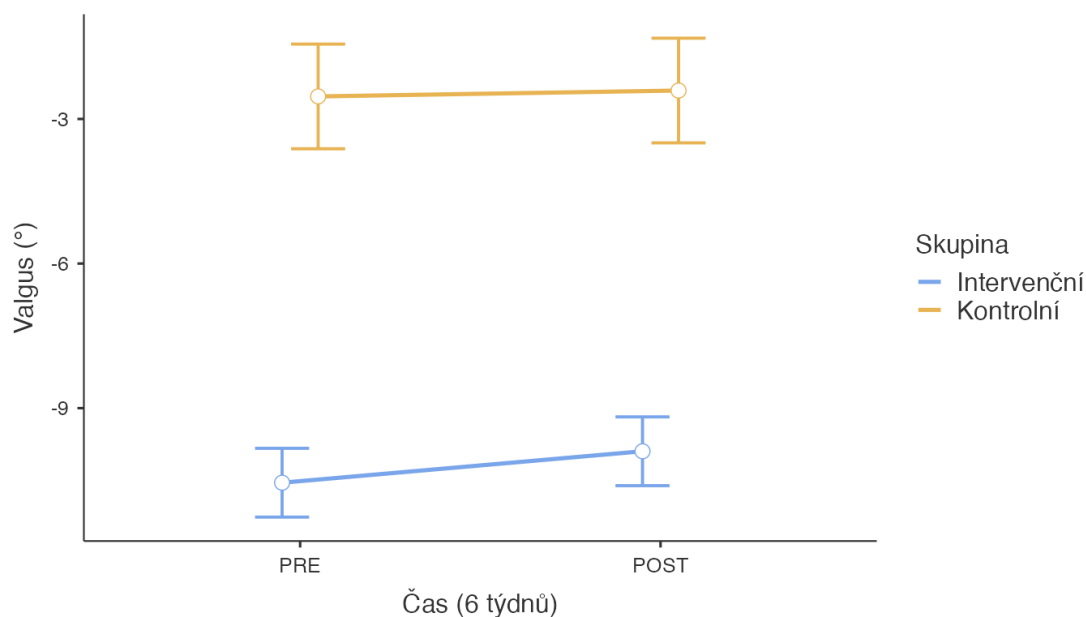
Porovnání													
SK	Čas	DK	vs	SK	Čas	DK	Δ	SE	95 % CI	t	df	p	d
I	POST	Pr	-	I	PRE	Pr	-2,088	0,367	-2,807 -1,369	-5,696	2867	<,001	-0,350
		Le				Le	0,652	0,367	-0,067 1,371	1,778	2867	1,000	0,109
K	POST	Pr	-	K	PRE	Pr	-0,139	0,558	-1,233 0,955	-0,249	2867	1,000	-0,023
		Le				Le	0,122	0,558	-0,972 1,216	0,219	2867	1,000	0,020
I	POST	Pr	-	K	POST	Pr	5,185	0,658	3,895 6,475	7,88	160	<,001	0,869
		Le				Le	-7,485	0,658	-8,775 -6,195	-11,375	160	<,001	-1,255

SK = skupina, I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, DK = dolní končetina, Pr = pravá, Le = levá, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, vs = versus, Δ = rozdíl, SE = směrodatná chyba, CI = konfidenční interval, t = poměr rozdílu a standardní chyby, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, p = hladina statistické významnosti, |d| = velikost efektu (Cohenovo d)

Grafy 13 a 14 ilustrují vývoj hodnot dynamického kolenního valgu mezi měřeními PRE a POST samostatně pro P a L dolní končetinu u I a K skupiny.



Graf 13 - Vliv specifického pohybového programu na dynamický kolenní valgus Pr dolní končetiny (Skupina * Čas * Končetina). Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI. PRE = před intervencí, POST = po intervenci, ° = úhel



*Graf 14 - Vliv specifického pohybového programu na dynamický kolenní valgus Le dolní končetiny (Skupina * Čas * Končetina). Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI. PRE = před intervencí, POST = po intervenci, ° = úhel*

▪ Závěrečné shrnutí výsledků LMM pro dynamický kolenní valgus

Lineární smíšený model vysvětloval 64,2 % variability v hodnotách dynamického valgu kolenního kloubu, přičemž fixní efekty samy přispěly 61,4 %. Statisticky rozlišitelné hlavní efekty představovaly zatížení, výšku dopadu a končetinu. Zatížení a vyšší výška vedly ke zvýšenému vbočení kolenního kloubu (vyšší úhel valgu), přičemž Pr dolní končetina vykazovala systematicky větší valgus než Le, bez ohledu na ostatní podmínky.

Z interakčních efektů byla nejvýznamnější kombinace *Skupina * Čas * Končetina* ($p = 0,009$), která ukazuje, že po intervenci došlo v I skupině ke změně asymetrie mezi dolními končetinami. Na Pr dolní končetině, která při vstupním měření vykazovala výraznější varusové postavení ($EMM = 8,93^\circ$), došlo po intervenci ke statisticky rozlišitelnému zlepšení ($\Delta = -2,09^\circ$, $p < ,001$, $|d| = 0,350$), což představuje posun směrem k neutrálnější ose. Na Le dolní končetině nebyla zaznamenána rozlišitelná změna ($p = 1,000$), ale výsledky naznačují mírné zmenšení valgózní odchylky. V K skupině nedošlo k žádným rozlišitelným změnám mezi měřeními PRE a POST na žádné z končetin.

Při přímém porovnání mezi skupinami po intervenci měla I skupina i nadále větší varus na Pr dolní končetině a větší valgus na Le dolní končetině než K skupina, což svědčí o setrvávajících pohybových rozdílech. Nicméně směr změny v I skupině ukazuje na žádoucí adaptaci směrem k symetrickému zatížení.

Doplňující analýzy korelací a ICC_{3,1} ukázaly dobrou až vynikající spolehlivost měření napříč podmínkami a časovými body, přičemž nižší spolehlivost byla zaznamenána u Le dolní končetiny při dopadech se zátěží. Výsledky rovněž ukázaly, že vyšší výška dopadu a přítomnost zátěže vedly k většímu vbočení kolenního kloubu (vyšší úhel valgu), což je v souladu s biomechanickými předpoklady.

Výsledky ukázaly statisticky rozlišitelné zmenšení varózního postavení Pr dolní končetiny u I skupiny ($p < ,001$, $|d| = 0,350$), zatímco valgus na Le dolní končetině zůstal prakticky beze změny ($p = 1,000$, $|d| = 0,109$). Zmenšení varózního postavení na dominantní končetině představuje posun k neutrálnějšímu postavení, nikoli však redukci klinicky rizikového valgu. To tedy lze zhodnotit jako dílčí efekt intervence. Nicméně hypotézu H4 nelze potvrdit Intervence nevedla ke zmenšení dynamického valgu kolenního kloubu.

5.4 Ukazatele silové připravenosti a svalové rovnováhy

5.4.1 Absolutní maximální síla dolních končetin

5.4.1.1 Deskriptiva

V tabulce 52 je základní popisná statistika hodnot maximální síly dolních končetin v časech PRE a POST, pro I i K skupinu.

Tabulka 52 - Deskriptivní charakteristika a test normality - maximální síly dolních končetin (1RM BS)

	Skupina	n	Průměr	SD	Min	Max	Shapiro-Wilk	
							W	p
1RM BS PRE (kg)	I	44	118,295	25,585	75	175	0,971	0,319
	K	19	102,632	20,437	70	150	0,955	0,478
1RM BS POST (kg)	I	44	125,091	25,187	75	180	0,985	0,842
	K	19	102,632	21,368	70	150	0,945	0,328

1RM BS = maximální síla dolních končetin, I = intervenční, K = kontrolní, n = počet probandů, SD = směrodatná odchylka, Min = minimum, Max = maximum, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, kg = kilogram, W = testová statistika Shapiro–Wilkova testu normality, p = hladina statistické významnosti

Distribuce dat byla ověřena pomocí Shapiro–Wilkova testu. Ve všech podmínkách nebyly detekovány statisticky rozlišitelné odchylky od normality ($p > 0,05$), a data tedy lze považovat za normálně rozdělená.

5.4.1.2 Spolehlivost měření maximální síly dolních končetin

U 1RM BS nebyla spolehlivost měření hodnocena pomocí ICC, protože každá hodnota byla zaznamenána pouze z jednoho pokusu v každém časovém bodě (PRE, POST). Nebyla tedy k dispozici opakovaná měření nezbytná pro výpočet ICC. Použitý měřicí protokol však vycházel ze standardizovaných a opakovaně validovaných postupů popsanych v předchozích výzkumech.

5.4.1.3 Vztah mezi závisle proměnnými

▪ **Intervenční skupina**

Pro zhodnocení vnitřní konzistence 1RM BS byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 53).

Tabulka 53 - Pearsonův korelační koeficient

	n	r	p	95 % CI	
1RM BS PRE - 1RM BS POST	44	0,967	< ,001	0,941	0,982

*1RM BS = maximální síla dolních končetin, n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci,
r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval*

V I skupině byla mezi hodnotami 1RM BS v PRE a POST měřeních zjištěna statisticky rozlišitelná velmi silná korelace, která poukazuje na vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase.

▪ **Kontrolní skupina**

Pro zhodnocení vnitřní konzistence 1RM BS byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 54).

Tabulka 54 - Pearsonův korelační koeficient

	n	r	p	95 % CI	
1RM BS PRE - 1RM BS POST	19	0,991	< ,001	0,977	0,997

*1RM BS = maximální síla dolních končetin, n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci,
r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval*

V K skupině byla mezi hodnotami 1RM BS v PRE a POST měřeních zjištěna statisticky rozlišitelná velmi silná korelace, která poukazuje na vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase.

5.4.1.4 Inferenční analýza dat

Pro vyhodnocení vlivu intervence na maximální sílu dolních končetin byl aplikován LMM. Závislou proměnnou byla hodnota *IRM BS*, fixními faktory byly *Skupina* (intervenční vs. kontrolní) a *Čas* (PRE vs. POST), včetně jejich interakce. Jako náhodný efekt byla zahrnuta proměnná *ID* pro zachycení intraindividuální variability.

Model vykazoval velmi dobrý fit s daty. Fixní a náhodné efekty společně vysvětlovaly 97,7 % variability závislé proměnné. Samotné fixní efekty přispěly k vysvětlení 12,9 % rozptylu. LRT testy pro plný model i pro fixní část byly statisticky rozlišitelné ($p < 0,001$) to ukazuje, že fixní faktory se podílejí na vysvětlení variability, avšak největší podíl vysvětlené variance připadal na náhodnou složku (mezi-individuální rozdíly) (tabulka 55).

Tabulka 55 - Lineární smíšený model pro maximální sílu dolních končetin

Typ	R ²	df	LRT X ²	p
Celkový (Conditional)	0,977	4	203,891	<,001
Fixní efekty (Marginal)	0,129	3	55,689	<,001

R² = koeficient determinace, df = počet stupňů volnosti, LRT X² = hodnota pravděpodobnostního poměru,

p = hladina statistické významnosti

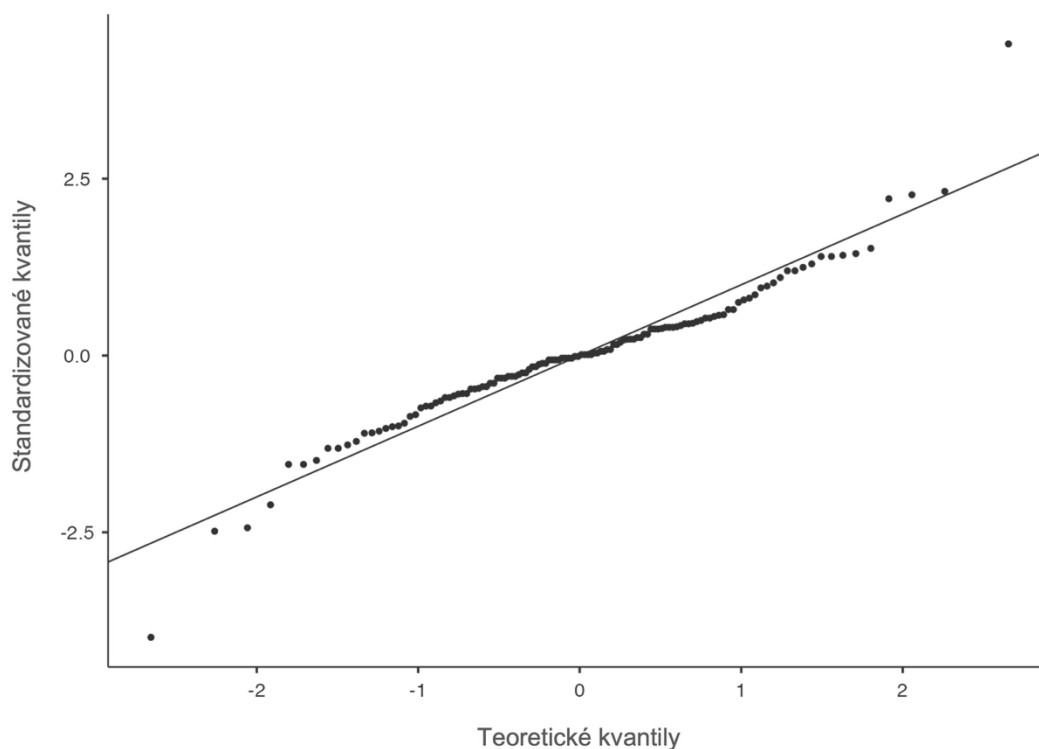
▪ Ověření předpokladů modelu

Přestože Shapiro-Wilkův test ukazoval statisticky významnou odchylku od normality, výsledek Kolmogorov-Smirnovova testu tuto odchylku neukazují (tabulka 56). Vizualizace (graf 15) neukázala systematické porušení předpokladu, a tento lineární model tak lze považovat za vhodný pro interpretaci výsledků.

Tabulka 56 - Normalita dat maximální síly dolních končetin

Test	Statistics	p
Kolmogorov-Smirnov	0,0993	0,167
Shapiro-Wilk	0,9401	<,001

p = hladina statistické významnosti



Graf 15 - Q-Q graf reziduí modelu pro maximální sílu dolních končetin

▪ Náhodné efekty (random effects) modelu

Model zahrnoval náhodnou konstantu (*intercept*) pro proměnou ID. Ten vykazoval vynikající konzistence variability mezi jednotlivci (ICC = 0,974). Tedy ~97 % variability maximální síly dolních končetin souvisela s rozdíly mezi jednotlivci napříč podmínkami (tabulka 57).

Tabulka 57 - Náhodné efekty (random effects) modelu maximální síly dolních končetin

Skupina	Název	Rozptyl	SD	ICC
ID	Intercept	563,7	23,74	0,974
Residual		15,3	3,91	

SD = směrodatná odchylka, ICC = koeficientem vnitrořídni korelace

▪ Vliv jednotlivých faktorů na 1RM BS

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny jednotlivé hlavní efekty zahrnuté v modelu (tabulka 58).

Tabulka 58 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro maximální sílu dolních končetin

Efekt	F	df	df (res)	p
Skupina	8,49	1	61,0	0,005
Čas	20,69	1	61,0	<,001

F = hodnota F-testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti, p = hladina statistické významnosti

Z hlavních efektů byly v modelu pro maximální sílu dolních končetin statisticky rozlišitelné proměnné *Skupina* (odlišná úroveň maximální síly dolních končetin bez ohledu na čas měření) a *Čas* (mezi PRE a POST výrazné zvýšení maximální síly dolních končetin).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- Účastníci v K skupině vykazovali celkově nižší úroveň maximální síly dolních končetin než účastníci v I skupině ($\beta = -19,12$, 95 % CI $[-32,11; -6,13]$, $p = 0,005$), což ukazuje na statisticky rozlišitelný rozdíl mezi skupinami bez ohledu na čas.
- Po intervenci došlo napříč skupinami (PRE–POST) ke statisticky rozlišitelnému zvýšení maximální síly dolních končetin ($\beta = -3,45$, 95 % CI $[-4,96; -1,95]$, $p < ,001$).

▪ Vliv kombinace faktorů na 1RM BS

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny i dvoucestné interakce mezi jednotlivými faktory zahrnutými v modelu (tabulka 59).

Tabulka 59 - Vliv kombinace faktorů na maximální sílu dolních končetin

Efekt	F	df	df (res)	p
Dvoucestné interakce				
Skupina * Čas	20,69	1	61,0	<,001

F = hodnota F-testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti, p = hladina statistické významnosti, I = intervenční skupina, K = kontrolní skupina

Z dvoucestných interakce byla statisticky rozlišitelná kombinace *Skupina * Čas* ($p < ,001$).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- ***Skupina * Čas***: Interakční koeficient $\beta = 6,91$ (95 % CI [3,90; 9,92], $p < ,001$) ukazuje, že rozdíl mezi PRE a POST se lišil mezi skupinami. I skupina po intervenci vykazala statisticky rozlišitelně vyšší hodnoty maximální síly dolních končetin než skupina K.

Na základě statisticky významné interakce mezi faktory **Skupina a Čas** ($\beta = 6,91$, 95 % CI [3,90; 9,92]; $p < ,001$) lze konstatovat, že vývoj maximální síly dolních končetin se mezi skupinami lišil. Tento výsledek ukazuje, že hlavní efekty skupiny a času samostatně nepostihují plně charakter změn, a proto je nezbytné provést post hoc analýzu.

▪ **Post hoc analýza a EMM – vliv intervence na 1RM BS**

Na základě statisticky významné dvoucestné interakce *Skupina * Čas* ($p < 0,001$) byla provedena doplňující post hoc analýza s využitím odhadů marginálních středních hodnot (Estimated Marginal Means, EMM), jejímž cílem bylo ověřit směr a velikost změny hodnot maximální síly dolních končetin mezi měřeními PRE a POST v rámci jednotlivých skupin (I a K).

V tabulce 60 vidíme, že skupina I vykazala po intervenci vyšší hodnoty maximální síly dolních končetin ($\bar{x} = 125$) oproti výchozím hodnotám ($\bar{x} = 118$). Naopak v K skupině zůstaly hodnoty prakticky beze změny (POST: $\bar{x} = 103$; PRE: $\bar{x} = 103$), což ukazuje na absenci výrazné odezvy na intervenci.

Tabulka 60 - Marginální střední hodnoty *Skupina * Čas*

Skupina	Čas	Průměr	SE	df	95 % CI	
I	PRE	118	3,63	62,6	111,0	126
I	POST	125	3,63	62,6	118,0	132
K	PRE	103	5,52	62,6	91,6	114
K	POST	103	5,52	62,6	91,6	114

I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, SE = směrodatná chyba df = počet stupňů volnosti pro daný efekt,

CI = konfidenční interval

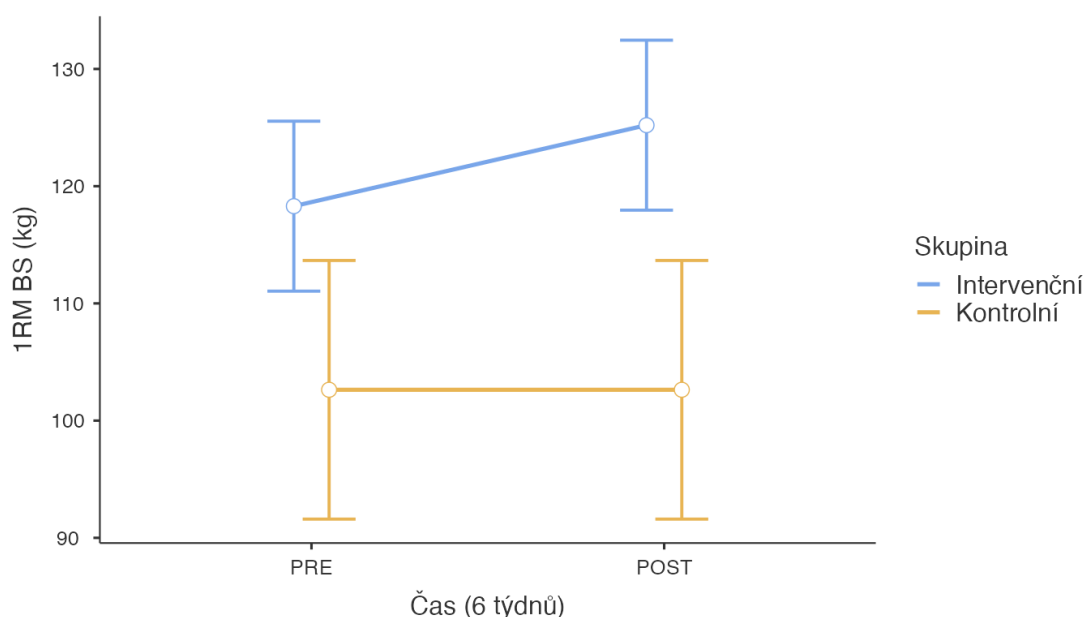
Post hoc analýzy s Bonferroniho korekcí odhalily, že v I skupině došlo po intervenci k statisticky i věcně rozlišitelnému zvýšení maximální síly dolních končetin ($\Delta = 6,91$ kg, 95 % CI [5,24; 8,58]; $p < ,001$, $|d| = 1,767$), zatímco v K skupině nebyly mezi PRE a POST měřeními zaznamenány žádné statisticky ani věcně významné rozdíly ($\Delta = 0,00$ kg, 95 % CI [-2,54; 2,54], $p = 1,000$, $|d| = 0,000$). Při přímém porovnání mezi skupinami v čase POST vykazovala skupina I statisticky i věcně rozlišitelně vyšší hodnoty 1RM BS než skupina K ($\Delta = 22,57$ kg, 95 % CI [9,37; 35,77]; $p = 0,007$, $|d| = 5,770$), což potvrzuje výrazný nárůst maximální síly v důsledku intervence (tabulka 61).

Tabulka 61 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas (Bonferroniho korekce)

Porovnání												
SK	Čas	vs	SK	Čas	Δ	SE	95 % CI		t	df	p	d
I	POST	-	I	PRE	6,91	0,834	5,24	8,58	8,28	61	< ,001	1,767
K	POST	-	K	PRE	0	1,269	-2,54	2,54	0	61	1,000	0
I	POST	-	K	POST	22,57	6,605	9,37	35,77	3,42	62,6	0,007	5,77

SK = skupina, I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, vs = versus, Δ = rozdíl, SE = směrodatná chyba, CI = konfidenční interval, t = poměr rozdílu a standardní chyby, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, p = hladina statistické významnosti, $|d|$ = velikost efektu (Cohenovo d)

Graf 16 ilustruje vývoj hodnot maximální síly dolních končetin mezi měřeními PRE a POST u I a K skupiny.



Graf 16 - Vliv specifického pohybového programu na maximální sílu dolních končetin (Skupina * Čas).

Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI.

1RM BS = jedno opakovací maximum zadního dřepu, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, kg = kilogram

▪ Závěrečné shrnutí výsledků LMM pro 1RM BS

Lineární smíšený model vysvětloval 97,7 % variability v hodnotách maximální síly dolních končetin, přičemž fixní efekty samy přispěly 12,9 %. Statisticky rozlišitelné hlavní efekty představovaly skupinu a čas. Participantů v I skupině vykazovali vyšší celkovou úroveň 1RM BS bez ohledu na čas, zatímco časový efekt ukázal rozlišitelné zvýšení maximální síly mezi měřeními PRE a POST.

Nejvýraznější interakční efekt představovala kombinace *Skupina * Čas*, která ukázala rozdílný vývoj maximální síly dolních končetin mezi skupinami I a K. Po intervenci došlo ve skupině I ke zvýšení 1RM BS o přibližně 6,91 kg, což odpovídá nárůstu přibližně 5,8 %. V K skupině byly hodnoty prakticky totožné v čase PRE i POST (změna 0 kg). Tato interakce tedy potvrzuje, že nárůst maximální síly byl důsledkem intervenčního programu.

Při přímém porovnání mezi skupinami po intervenci vykazovala skupina I statisticky i věcně rozlišitelně vyšší úroveň 1RM BS než skupina K ($\Delta = 22,57$ kg, 95 % CI [9,37; 35,77]; $p = 0,007$, $|d| = 5,770$), což potvrzuje praktický dopad intervence.

Korelace mezi hodnotami 1RM BS v časech PRE a POST potvrdily velmi vysokou konzistenci individuálních výkonů. Tyto výsledky naznačují, že relativní pořadí silových výkonů zůstalo stabilní, a podtrhují vnitřní konzistenci měření napříč časem.

Výsledky ukazují, že šestitýdenní pohybový program vedl ke statisticky i věcně významnému zvýšení maximální síly dolních končetin v I skupině. Hypotéza H5 byla tímto potvrzena.

5.4.2 Relativní maximální síla dolních končetin

▪ Komparace absolutní a relativní maximální síly dolních končetin

Pro hodnocení účinku intervence byly analyzovány dvě metriky maximální síla dolních končetin (absolutní hodnota 1RM BS (kg) a relativní hodnota 1RM BS ($\text{kg} \cdot \text{kg}^{-1}$)). Obě metriky vykazaly prakticky totožné směrové trendy napříč skupinami i v čase. V I skupině byl zaznamenán nárůst mezi PRE a POST.

Model pracující s absolutní 1RM BS vykázal o něco vyšší hodnotu marginálního R^2 , rozdíl je však zanedbatelný (tabulka 62).

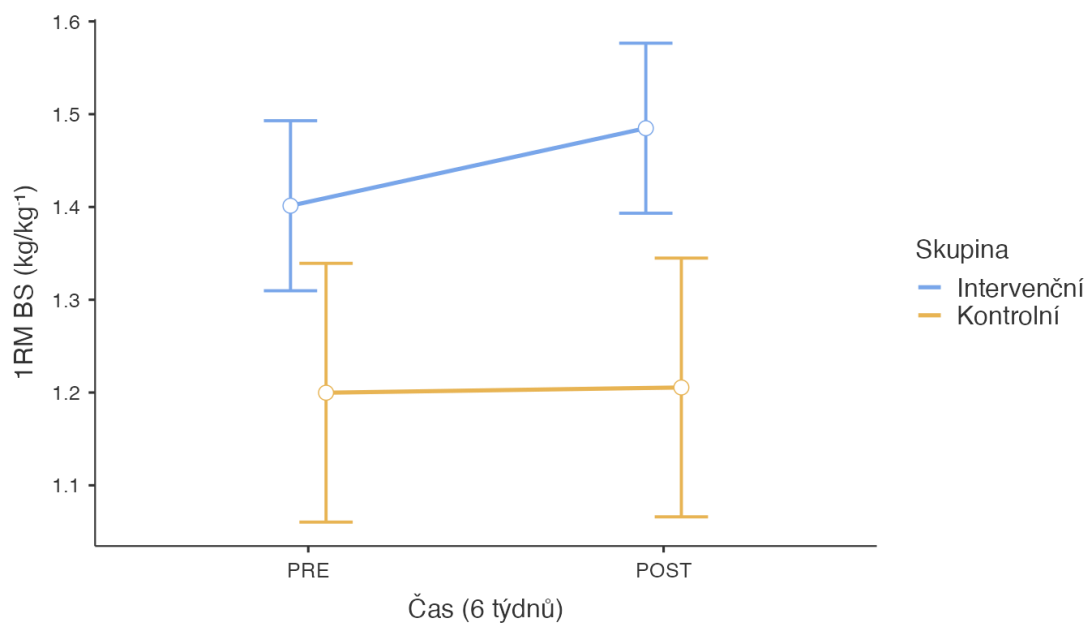
Tabulka 62 - Komparace LMM absolutního a relativního 1RM BS

Typ	Absolutní 1RM BS	Relativní 1RM BS
Celkový (Conditional) R^2	0,977	0,977
Fixní efekty (Marginal) R^2	0,129	0,127
p	<,001	<,001

R^2 = koeficient determinace, $LRT X^2$ = hodnota pravděpodobnostního poměru

Post hoc test ukázal statisticky i věcně rozlišitelné zvýšení relativní hodnoty 1RM BS ($\text{kg} \cdot \text{kg}^{-1}$) v I skupině po absolvování specifického pohybového programu ($\Delta = 0,0835 \text{ kg} \cdot \text{kg}^{-1}$, 95 % CI [0,0626; 0,1045], $p < 0,001$, $|d| = 1,69$) (graf 17).

Výsledky relativní metriky potvrdily konzistentní směr změn s hodnotou absolutní 1RM BS, a to i přesto, že v modelu s absolutní hodnotou nebyla tělesná hmotnost zahrnuta jako kovariát. Tento fakt podporuje účinnost intervence a naznačuje, že rozdíly mezi skupinami nebyly ovlivněny variabilitou tělesné hmotnosti participantů. Z tohoto důvodu nebyla relativní hodnota 1RM BS dále podrobně rozpracována, jelikož by přinesla závěry obdobné výsledkům absolutní hodnoty 1RM BS.



Graf 17 - Vliv specifického pohybového programu na relativní maximální sílu dolních končetin (Skupina * Čas).

Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI.

1RM BS = jedno opakovací maximum zadního dřepu, PRE = před intervencí, POST = po intervenci,

kg·kg⁻¹ = relativní síla

5.4.3 Funkční poměr hamstrinků a kvadricepsů

5.4.3.1 Deskriptiva

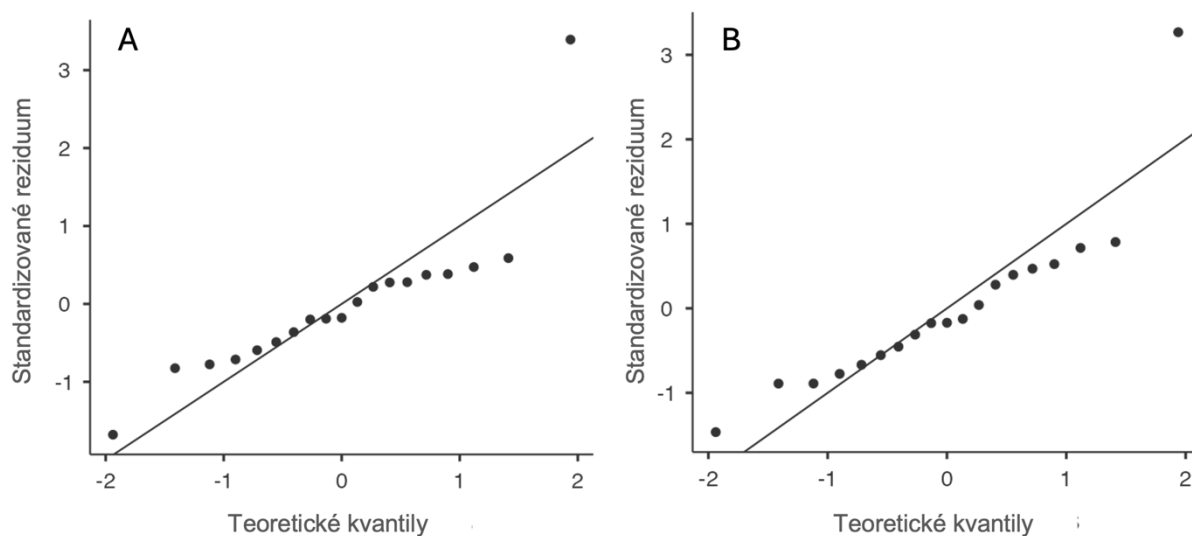
V tabulce 63 je základní popisná statistika hodnot funkčního poměru hamstrinků a kvadricepsů (H/Q) v časech PRE a POST, pro I i K skupinu.

Tabulka 63 - Deskriptivní charakteristika a test normality - funkčního poměru H/Q

								Shapiro-Wilk	
	Skupina	DK	n	Průměr	SD	Min	Max	W	p
Funkční H/Q PRE	I	Le	44	0,744	0,158	0,494	1,13	0,964	0,189
		Pr	44	0,782	0,136	0,528	1,06	0,977	0,516
	K	Le	19	0,869	0,223	0,494	1,63	0,797	0,001
		Pr	19	0,833	0,174	0,566	1,14	0,948	0,372
Funkční H/Q POST	I	Le	44	0,794	0,150	0,539	1,12	0,966	0,213
		Pr	44	0,804	0,152	0,513	1,14	0,973	0,389
	K	Le	19	0,826	0,222	0,500	1,55	0,842	0,005
		Pr	19	0,834	0,194	0,555	1,19	0,946	0,336

H/Q = poměr hamstrinků a kvadricepsů, DK = dolní končetina, Le = levá dolní končetina, Pr = pravá dolní končetina, I = intervenční, K = kontrolní, n = počet probandů, SD = směrodatná odchylka, Min = minimum, Max = maximum, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, W = testová statistika Shapiro–Wilkova testu normality, p = hladina statistické významnosti

Distribuce dat byla ověřena pomocí Shapiro–Wilkova testu. Ve většině případů nebyla zjištěna statisticky rozlišitelná odchylka od normality ($p > 0,05$) nebyla zjištěna statisticky rozlišitelná odchylka od normality. Výjimku představovala Le dolní končetina u K skupiny v podmínce PRE i POST ($W = 0,797$, $p = 0,001$; $W = 0,826$, $p = 0,005$). Tyto výjimky byly potvrzeny i vizuální kontrolou QQ plotů, které ukazují systematické odchylky v extrémních hodnotách (graf 18).



Graf 18 - QQ graf funkčního poměru H/Q
(A) K Le PRE H/Q, (B) K Le POST H/Q

5.4.3.2 Spolehlivost měření funkčního poměru hamstrinků a kvadricepsů

U funkčního poměru H/Q nebyla spolehlivost (test-retest) hodnocena pomocí ICC, protože v každém časovém bodě (PRE, POST) byla k dispozici pouze jedna agregovaná hodnota na účastníka. Výpočet poměru vycházel z předem definovaného standardizovaného protokolu, který byl opakovaně validován v předchozích studiích. Z tohoto důvodu nebyla další analýza reliability realizována.

5.4.3.3 Vztah mezi závisle proměnnými

▪ Intervenční skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence funkčního poměru H/Q byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 64).

Tabulka 64 - Pearsonův korelační koeficient

	n	DK	r	p	95 % CI	
H/Q PRE - H/Q POST	44	Le	0,655	< ,001	0,445	0,797
		Pr	0,625	< ,001	0,403	0,778

H/Q = funkční poměru hamstrinků a kvadricepsů, n = počet probandů, DK = dolní končetina, Le = levá dolní končetina, Pr = pravá dolní končetina, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V I skupině byla mezi hodnotami H/Q v PRE a POST měřeních zjištěna statisticky rozlišitelná silná korelace, která poukazuje na vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase.

▪ Kontrolní skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence funkčního poměru H/Q byl proveden Pearsonův korelační koeficient pro Pr dolní končetinu (tabulka 64) a Spearmanův korelační koeficient pro Le dolní končetinu (tabulka 67).

Tabulka 65 - Pearsonův korelační koeficient

	n	DK	r	p	95 % CI	
H/Q PRE - H/Q POST	19	Pr	0,838	< ,001	0,619	0,936

H/Q = funkční poměru hamstrinků a kvadricepsů, n = počet probandů, DK = dolní končetina, Pr = pravá dolní končetina, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

Tabulka 66 - Spearmanův korelační koeficient

	n	DK	r	p	95 % CI	
H/Q PRE - H/Q POST	19	Le	0,729	< ,001	0,401	0,889

H/Q = funkční poměru hamstrinků a kvadricepsů, n = počet probandů, DK = dolní končetina, Le = levá dolní končetina, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V K skupině byla mezi hodnotami H/Q PRE a POST měřeních zjištěna statisticky rozlišitelná silná korelace u Pr i Le doplní končetiny, to poukazuje na vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase.

5.4.3.4 Inferenční analýza dat

Pro vyhodnocení vlivu intervence na funkční poměr H/Q byl aplikován LMM. Závislou proměnnou byla hodnota *H/Q*, fixními faktory byly *Skupina* (intervenční vs. kontrolní), *Čas* (PRE vs. POST) *Končetina* (levá a pravá), včetně jejich interakce. Jako náhodný efekt byla zahrnuta proměnná *ID* pro zachycení intraindividuální variability.

Model vykazoval dobrý fit s daty. Fixní a náhodné efekty společně vysvětlovaly 67 % variability závislé proměnné. Samotné fixní efekty přispěly k vysvětlení 4,1 % rozptylu. LRT testy pro plný model i pro fixní část byly statisticky rozlišitelné ($p < 0,05$) což ukazuje, že zařazené fixní efekty měly relativně malý vliv na sledovanou proměnnou (tabulka 67).

Tabulka 67 - Lineární smíšený model pro funkční poměr H/Q

Typ	R ²	df	LRT X ²	p
Celkový (Conditional)	0,672	8	145,024	<,001
Fixní efekty (Marginal)	0,041	7	14,158	0,048

R² = koeficient determinace, df = počet stupňů volnosti, LRT X² = hodnota pravděpodobnostního poměru, p = hladina statistické významnosti

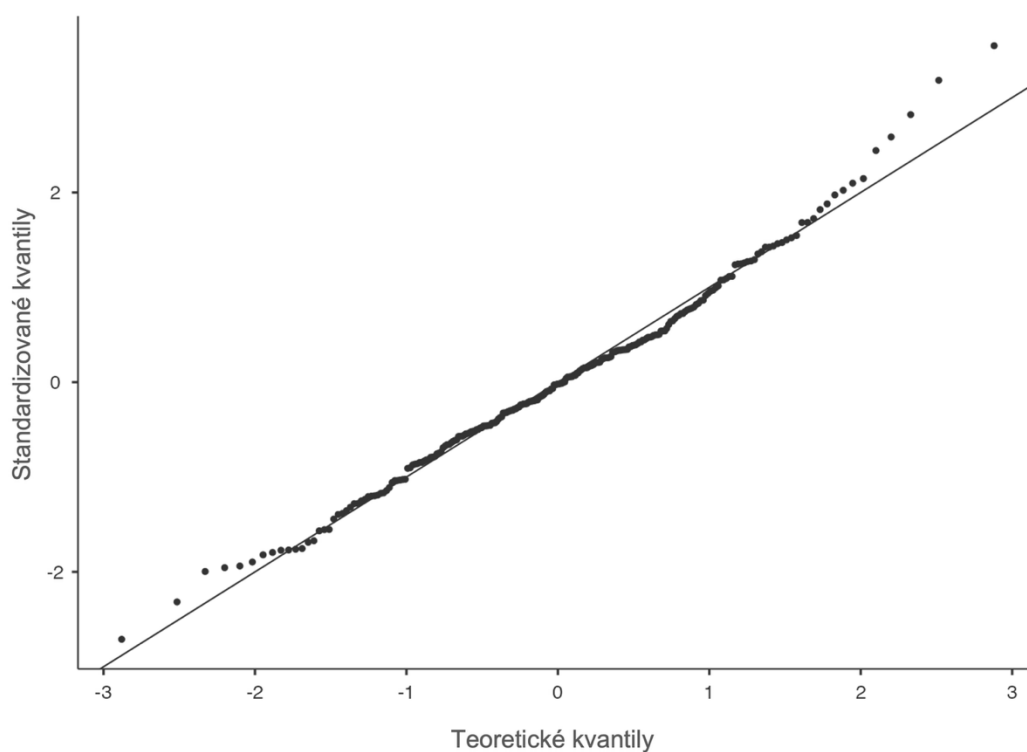
▪ Ověření předpokladů modelu

Shapiro-Wilkův test ani výsledek Kolmogorov-Smirnovova testu neukazovaly statisticky rozlišitelnou odchylku od normality (tabulka 68). Vizualizace (graf 19) neukázala systematické porušení předpokladu, a tento lineární model tak lze považovat za vhodný pro interpretaci výsledků.

Tabulka 68 - Normalita dat funkčního poměru H/Q

Test	Statistics	p
Kolmogorov-Smirnov	0,0574	0,378
Shapiro-Wilk	0,9896	0,067

p = hladina statistické významnosti



Graf 19 - Q-Q graf reziduí modelu pro funkční poměr hamstrinků a kvadricepsů

▪ Náhodné efekty (random effects)

Model zahrnoval náhodnou konstantu (*intercept*) pro proměnou ID. Ten vykazoval střední míru mezi-individuální variability (ICC = 0,658). Tedy ~66 % variability funkčního poměru H/Q souvisela s rozdíly mezi jednotlivci napříč podmínkami (tabulka 69).

Tabulka 69 - Náhodné efekty (random effects) modelu funkčního poměru hamstrinků a kvadricepsů

Skupina	Název	Rozptyl	SD	ICC
ID	Intercept	0,01846	0,1359	0,658
Residual		0,00958	0,0979	

SD = směrodatná odchylka, ICC = koeficientem vnitřní korelace

▪ Vliv jednotlivých faktorů na funkční poměr H/Q

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny jednotlivé hlavní efekty zahrnuté v modelu (tabulka 70).

Tabulka 70 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro funkční poměr hamstrinků a kvadricepsů

Efekt	F	df	df (res)	p
Skupina	2,2253	1	61,0	0,141
Čas	0,3280	1	183,0	0,568
Končetina	0,1532	1	183,0	0,696

F = hodnota F-testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti,

p = hladina statistické významnosti

Z hlavních efektů nebyla v modelu pro H/Q statisticky rozlišitelná žádná proměnná.

▪ Vliv kombinace faktorů na funkční poměr H/Q

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny i dvoucestné a třicestné interakce mezi jednotlivými faktory zahrnutými v modelu (tabulka 71).

Tabulka 71 - Vliv kombinace faktorů na funkční poměr H/Q

Efekt	F	Df	df (res)	p
Dvou a třicestné interakce				
Skupina * Čas	4,5032	1	183,0	0,035
Skupina * Končetina	2,0048	1	183,0	0,159
Čas * Končetina	0,0904	1	183,0	0,764
Skupina * Čas * Končetina	1,8563	1	183,0	0,175

F = hodnota F -testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti,

p = hladina statistické významnosti, I = intervenční skupina, K = kontrolní skupina

Z dvou a třicestných interakcí byla statisticky rozlišitelná pouze kombinace Skupina a Čas ($p = 0,035$).

Ačkoli byla interakce mezi faktory Skupina a Čas statisticky rozlišitelná ($\beta = 0,057$, 95 % CI [0,004; 0,110], $p = 0,035$), hlavním předmětem zájmu této analýzy byla třicestná interakce *Skupina * Čas * Končetina*, která by mohla indikovat rozdílný vývoj funkčního H/Q poměru mezi Le a Pr dolní končetinou v závislosti na intervenci. Tato interakce však statisticky rozlišitelná nebyla ($\beta = -0,073$, 95 % CI [-0,179; 0,033], $p = 0,175$), což naznačuje, že účinek intervence nebyl lateralizovaný, tedy významně se nelišil mezi končetinami. Vzhledem ke statisticky nerozlišitelnému efektu třicestné interakce *Skupina * Čas * Končetina* by interpretace izolovaného efektu *Skupina * Čas* nebyla v souladu s hypotézou a mohla by vést k zavádějícím závěrům. Z tohoto důvodu nebyla provedena post hoc analýza.

▪ Závěrečné shrnutí výsledků LMM pro funkční poměr H/Q

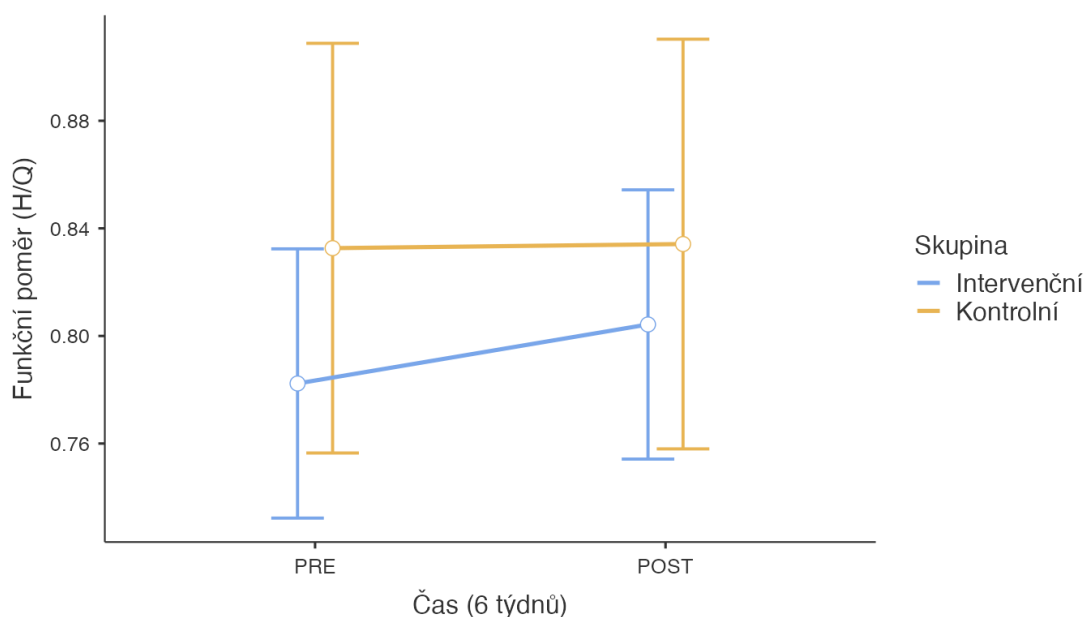
Lineární smíšený model vysvětloval 67 % variability hodnot funkčního H/Q poměru, přičemž fixní efekty samy přispěly pouze 4,1 %. Žádný z hlavních efektů (Skupina, Čas ani Končetina) nebyl statisticky rozlišitelný. Jedinou významnou interakcí v modelu byla dvoucestná kombinace *Skupina * Čas* ($p = 0,035$), která naznačovala rozdílný vývoj mezi skupinami v čase.

Nejvýznamnější interakční efekt z hlediska naší hypotézy představovala kombinace *Skupina * Čas * Končetina*, která měla ověřit, zda měl intervenční program vliv na změnu doporučeného funkčního H/Q poměru u Pr a Le dolní končetiny zvlášť (v čase PRE vs. POST). Tato interakce nebyla statisticky rozlišitelná ($p = 0,175$).

Doplňková deskriptivní analýza naznačila odlišný vývoj funkčního H/Q poměru mezi Pr a Le dolní končetinou v čase. V I skupině došlo u Pr dolní končetiny ke zvýšení hodnot z 0,782 na 0,804, u Le dolní končetiny z 0,744 na 0,794. V K skupině zůstaly hodnoty u Pr dolní končetiny prakticky beze změny (PRE: 0,833; POST: 0,834), u Le dolní končetiny byl pozorován mírný pokles (PRE: 0,869; POST: 0,826) (graf 20, 21). S ohledem na rychlost-specifické referenční hodnoty pro funkční H/Q při $120^\circ \cdot s^{-1}$ ($\approx \geq 1,0$) neoznačujeme zde uvedené průměry (0,74–0,87) za optimální. Jednalo se pouze o mírný posun směrem k vyšším hodnotám v I skupině oproti stabilitě/poklesu v K.

Korelace mezi hodnotami H/Q v PRE a POST měřeních potvrdily silnou konzistenci výkonů u obou skupin. Výsledky ukazují, že pořadí účastníků z hlediska poměru H/Q bylo relativně stabilní v čase, což podporuje spolehlivost měření.

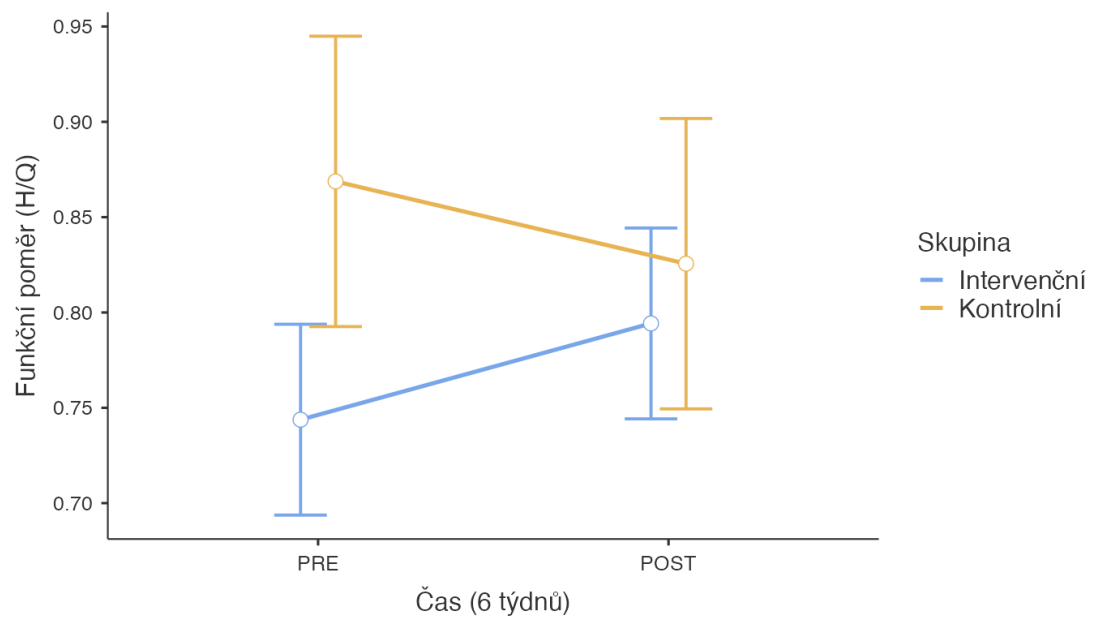
Intervence nevedla ke statisticky ani věcně rozlišitelnému zlepšení doporučeného funkčního H/Q poměru u žádné z dolních končetin. Hypotéza H6 nebyla potvrzena.



Graf 20 - Vliv specifického pohybového programu na funkční poměr hamstringů a kvadricepsů u Pr dolní končetiny.

Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI.

H/Q = hamstring-kvadriceps, PRE = před intervencí, POST = po intervenci



Graf 21 - Vliv specifického pohybového programu na funkční poměr hamstringů a kvadricepsů u Le dolní končetiny.

Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI.

H/Q = hamstring-kvadriceps, PRE = před intervencí, POST = po intervenci

5.4.4 Izometrický poměr abduktorů a adduktorů

5.4.4.1 Deskriptiva

V tabulce 72 je základní popisná statistika hodnot poměru abduktorů a adduktorů (AD/AB) v časech PRE a POST, pro I i K skupinu.

Tabulka 72 - Deskriptivní charakteristika a test normality - izometrického poměru AD/AB

	Skupina	DK	n	Průměr	SD	Min	Max	Shapiro-Wilk	
								W	p
AD/AB PRE	I	Le	44	1,030	0,133	0,740	1,33	0,983	0,768
		Pr	44	1,026	0,138	0,720	1,35	0,980	0,648
	K	Le	19	0,991	0,116	0,760	1,19	0,970	0,773
		Pr	19	1,005	0,108	0,830	1,19	0,958	0,538
AD/AB POST	I	Le	44	1,046	0,107	0,850	1,33	0,980	0,644
		Pr	44	1,069	0,124	0,780	1,38	0,994	0,997
	K	Le	19	0,995	0,162	0,630	1,24	0,961	0,598
		Pr	19	1,017	0,154	0,600	1,22	0,918	0,104

AD/AB = izometrický poměr abduktorů a adduktorů, DK = dolní končetina, I = intervenční, K = kontrolní, n = počet probandů, SD = směrodatná odchylka, Min = minimum, Max = maximum, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, W = testová statistika Shapiro–Wilkova testu normality, p = hladina statistické významnosti

Distribuce dat byla ověřena pomocí Shapiro–Wilkova testu. Ve všech případech nebyly detekovány statisticky rozlišitelné odchylky od normality ($p > 0,05$) tedy data byla normálního rozdělení.

5.4.4.2 Spolehlivost měření poměru abduktorů a adduktorů

U izometrického poměru AD/AB nebyla spolehlivost (test-retest) hodnocena pomocí ICC, protože v každém časovém bodě (PRE, POST) byla k dispozici pouze jedna agregovaná hodnota na účastníka. Výpočet poměru vycházel z předem definovaného standardizovaného protokolu, který byl opakovaně validován v předchozích studiích. Z tohoto důvodu nebyla další analýza reliability realizována.

5.4.4.3 Vztah mezi závisle proměnnými

▪ **Intervenční skupina**

Pro zhodnocení vnitřní konzistence poměru AD/AB byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 73).

Tabulka 73 - Pearsonův korelační koeficient

	n	DK	R	p	95 % CI	
AD/AB PRE - AD/AB POST	44	Le	-0,027	0,862	-0,321	0,272
		Pr	0,703	< ,001	0,514	0,828

AD/AB= izometrický poměr abduktorů a adduktorů, n = počet probandů, DK = dolní končetina, Le = levá dolní končetina, Pr = pravá dolní končetina, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V I skupině byla mezi hodnotami poměru AD/AB v PRE a POST měřeních u Pr dolní končetiny zjištěna statisticky rozlišitelná silná korelace, která poukazuje na vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase. Oproti tomu Le dolní končetina nebyla nalezena statisticky rozlišitelná korelace, to naznačuje nízkou stabilitu výkonu mezi měřeními.

▪ **Kontrolní skupina**

Pro zhodnocení vnitřní konzistence poměru AD/AB byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 74).

Tabulka 74 - Pearsonův korelační koeficient

	n	DK	r	P	95 % CI	
AD/AB PRE - AD/AB POST	19	Le	0,615	0,005	0,223	0,836
		Pr	0,622	0,004	0,234	0,839

AD/AB= izometrický poměr abduktorů a adduktorů, n = počet probandů, DK = dolní končetina, Le = levá dolní končetina, Pr = pravá dolní končetina, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V K skupině byla mezi hodnotami poměru AD/AB v PRE a POST měřeních zjištěna statisticky rozlišitelná silná korelace, která poukazuje na vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase.

5.4.4.4 Inferenční analýza dat

Pro vyhodnocení vlivu intervence na poměr AD/AB byl aplikován LMM. Závislou proměnnou byla hodnota AD/AB, fixními faktory byly *Skupina* (intervenční vs. kontrolní), *Čas* (PRE vs. POST) *Končetina* (levá a pravá), včetně jejich interakce. Jako náhodný efekt byla zahrnuta proměnná *ID* pro zachycení intraindividuální variability.

Model vysvětloval přibližně 43 % variability v závislé proměnné. LRT test pro plný model byl statisticky rozlišitelný ($p < 0,001$), zatímco pro fixní část nikoli ($p = 0,306$). Fixní efekty samostatně přispěly pouze 3,3 % k vysvětlení variability, což ukazuje, že intervenční faktory měly jen omezený vliv na sledovanou proměnnou. Rozhodující podíl rozptylu byl vysvětlen náhodnými efekty (tabulka 75).

Tabulka 75 - Lineární smíšený model pro poměr AD/AB

Typ	R ²	df	LRT X ²	p
Celkový (Conditional)	0,431	8	58,423	<,001
Fixní efekty (Marginal)	0,033	7	8,309	0,306

R^2 = koeficient determinace, df = počet stupňů volnosti, $LRT X^2$ = hodnota pravděpodobnostního poměru, p = hladina statistické významnosti

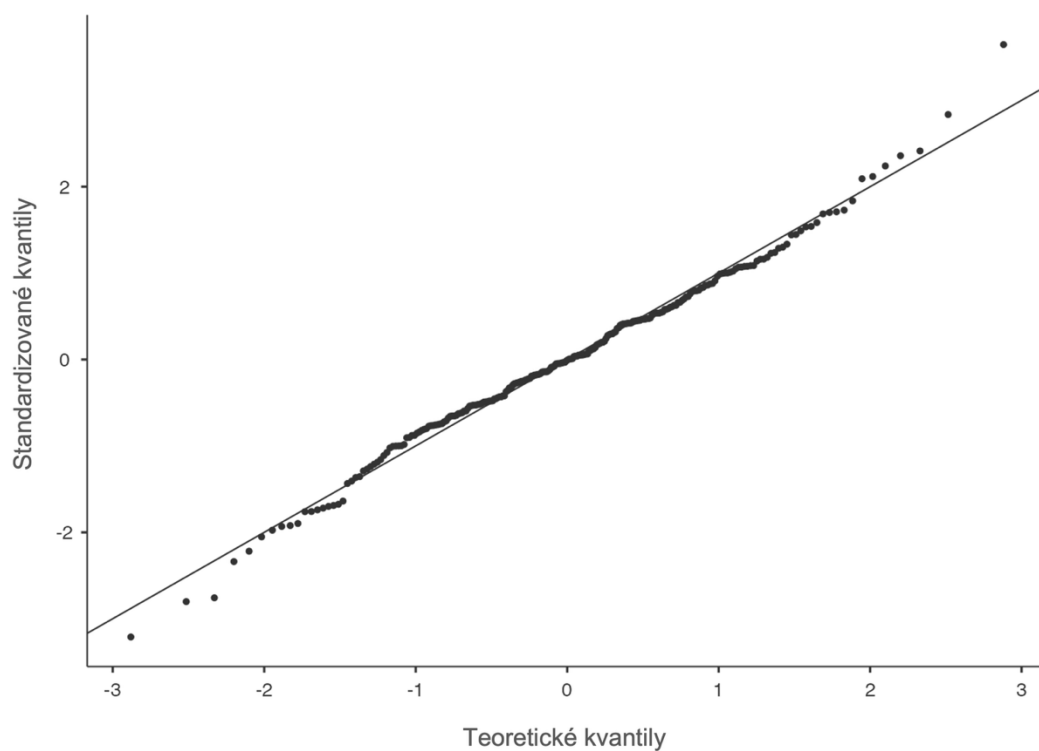
▪ Ověření předpokladů modelu

Shapiro-Wilkův test ani výsledek Kolmogorov-Smirnovova testu neukazovaly statisticky rozlišitelnou odchylku od normality (tabulka 76). Vizualizace (graf 22) neukázala systematické porušení předpokladu, a tento lineární model tak lze považovat za vhodný pro interpretaci výsledků.

Tabulka 76 - Normalita dat izometrického poměru AD/AB

Test	Statistics	P
Kolmogorov-Smirnov	0,0416	0,775
Shapiro-Wilk	0,9915	0,156

p = hladina statistické významnosti



Graf 22 - Q-Q graf reziduí modelu pro izometrický poměr abduktorů a adduktorů

▪ Náhodné efekty (random effects) modelu

Model zahrnoval náhodnou konstantu (*intercept*) pro proměnou ID. Ten vykazoval střední míru mezi-individuální variability (ICC = 0,412). Tedy ~41 % variability poměru AD/AB souvisela s rozdíly mezi jednotlivci napříč podmínkami (tabulka 77).

Tabulka 77 - Náhodné efekty (random effects) modelu poměru abduktorů a adduktorů

Skupina	Název	Rozptyl	SD	ICC
ID	Intercept	0,00690	0,0831	0,412
Residual		0,00986	0,0993	

SD = směrodatná odchylka, ICC = koeficientem vnitřní korelace

▪ Vliv jednotlivých faktorů na izometrický poměr AD/AB

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny jednotlivé hlavní efekty zahrnuté v modelu (tabulka 78).

Tabulka 78 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM izometrický poměr abduktorů a adduktorů

Efekt	F	df	df (res)	P
Skupina	2,3471	1	61,0	0,131
Čas	1,8795	1	183,0	0,172
Končetina	1,0418	1	183,0	0,309

F = hodnota F -testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti,

p = hladina statistické významnosti

Z hlavních efektů nebyla v modelu pro AD/AB statisticky rozlišitelná žádná proměnná.

▪ Vliv kombinace faktorů na izometrický poměr AD/AB

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny i dvoucestné a třicestné interakce mezi jednotlivými faktory zahrnutými v modelu (tabulka 79).

Tabulka 79 - Vliv kombinace faktorů na izometrický poměr abduktorů a adduktorů

Efekt	F	df	df (res)	p
Dvou a třicestné interakce				
Skupina * Čas	0,5964	1	183,0	0,441
Skupina * Končetina	0,0972	1	183,0	0,756
Čas * Končetina	0,3865	1	183,0	0,535
Skupina * Čas * Končetina	0,1374	1	183,0	0,711

F = hodnota F -testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti,

p = hladina statistické významnosti, I = intervenční skupina, K = kontrolní skupina

Z výsledků je patrné, že žádná z interakcí mezi faktory Skupina, Čas a Končetina nedosáhla statistické rozlišitelnosti (všechny $p > 0,05$). Třicestná interakce *Skupina * Čas * Končetina* také nebyla statisticky rozlišitelná. To naznačuje, že vývoj hodnot mezi pravou a levou dolní končetinou se neliší v závislosti na skupině a čase.

Vzhledem k tomu, že žádná z testovaných interakcí nedosáhla statistické rozlišitelnosti nebyla provedena post hoc analýza.

▪ Závěrečné shrnutí výsledků LMM pro izometrický poměr AD/AB

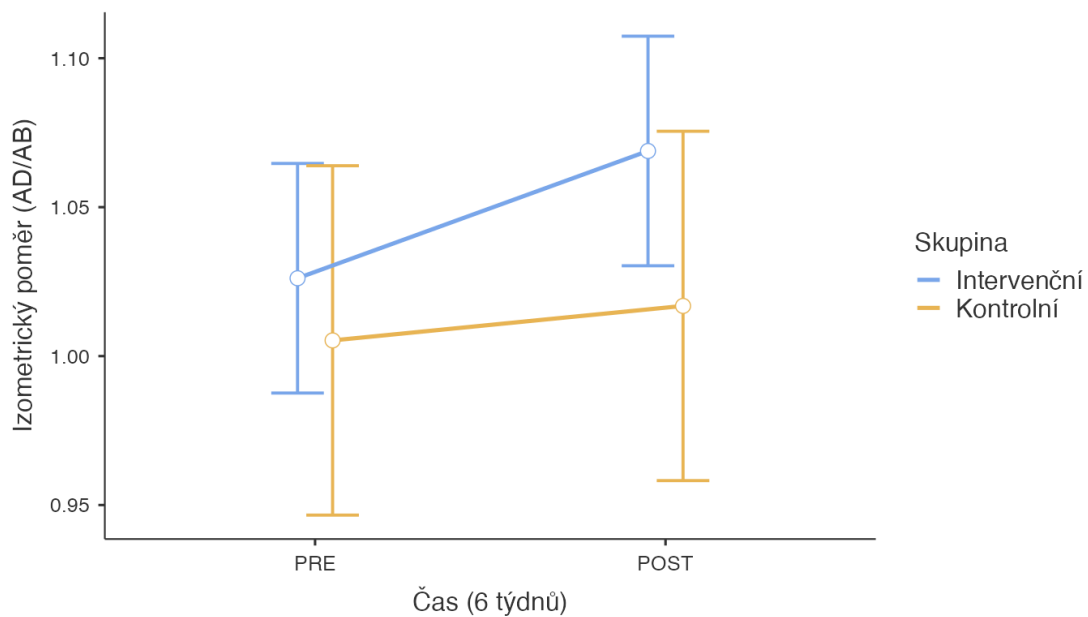
Lineární smíšený model vysvětloval 43 % variability hodnot izometrického poměru AD/AB, přičemž fixní efekty přispěly pouze 3,3 %. Žádný z hlavních efektů (Skupina, Čas ani Končetina) nebyl statisticky rozlišitelný. Také žádná z interakcí nedosáhla rozlišitelnosti.

Nejvýznamnější interakční efekt z hlediska naší hypotézy představovala kombinace *Skupina * Čas * Končetina*, která měla ověřit, zda měl intervenční program vliv na změnu doporučeného izometrického poměru AD/AB u Pr a Le dolní končetiny zvlášť (v čase PRE vs. POST). Tato interakce nebyla statisticky rozlišitelná.

Doplňková deskriptivní analýza naznačila mírné posuny hodnot AD/AB v I skupině. U Pr dolní končetiny vzrostla hodnota AD/AB z 1,026 na 1,069, u Le z 1,030 na 1,046. V K skupině zůstaly hodnoty prakticky beze změny, u Pr končetiny z 1,005 na 1,017, u L z 0,991 na 0,995. Není tedy vhodné tyto změny interpretovat jako zlepšení či zhoršení, ale spíše jako ilustraci směru posunu v čase (graf 23, 24).

Korelace mezi hodnotami AD/AB v časech PRE a POST v I skupině ukázaly silnou konzistenci výkonů u Pr dolní končetiny a žádnou statisticky rozlišitelnou souvislost u Le dolní končetiny. V K skupině byla zjištěna silná korelace u Pr i Le dolní končetiny. Tyto výsledky ukazují na odlišnou míru stability individuálních výkonů mezi časovými body v závislosti na končetině a skupině.

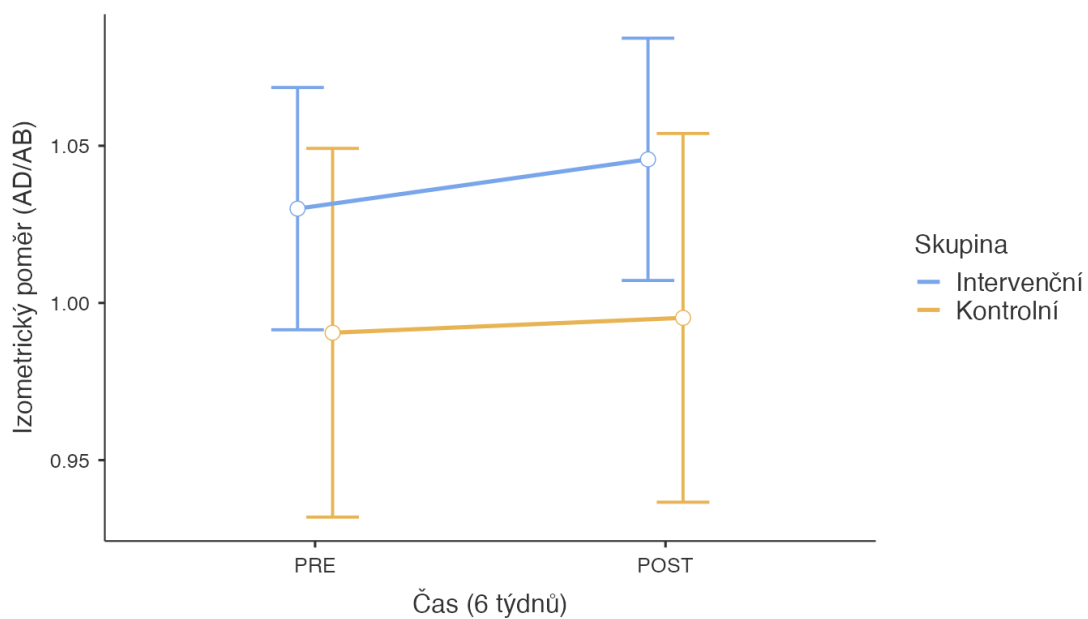
Intervence nevedla ke statisticky ani věcně rozlišitelnému zlepšení doporučeného izometrického AD/AB poměru u žádné z dolních končetin. Hypotéza H7 nebyla potvrzena.



Graf 23 - Vliv specifického pohybového programu na izometrický poměr abduktorů a adduktorů u Pr dolní končetiny.

Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI.

AD/AB = abduktor-adduktor, PRE = před intervencí, POST = po intervenci



Graf 24 - Vliv specifického pohybového programu na izometrický poměr abduktorů a adduktorů u Le dolní končetiny.

Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI.

AD/AB = abduktor-adduktor, PRE = před intervencí, POST = po intervenci

5.5 Tělesné složení a minerální hustota kostí

5.5.1 Subtotální beztuková (svalová) hmota

5.5.1.1 Deskriptiva

V tabulce 80 je základní popisná statistika hodnot subtotální beztukové (svalové) hmoty v časech PRE a POST, pro I i K skupinu.

Tabulka 80 - Deskriptivní charakteristika a test normality - subtotální beztukové (svalové) hmoty (Subtot lean)

	Skupina	n	Průměr	SD	Min	Max	Shapiro-Wilk	
							W	p
Subtot lean PRE (g)	I	44	66111	7313	51596	90585	0,963	0,171
	K	19	65157	7996	48116	85718	0,953	0,436
Subtot lean POST (g)	I	44	66436	7432	50992	90723	0,968	0,257
	K	19	62262	7508	48116	81925	0,955	0,486

Subtot lean = celková beztuková (svalová) hmota, I = intervenční, K = kontrolní, n = počet probandů,

SD = směrodatná odchylka, Min = minimum, Max = maximum, PRE = před intervencí, POST = po intervenci,

g = gram, W = testová statistika Shapiro–Wilkova testu normality, p = hladina statistické významnosti

Distribuce dat byla ověřena pomocí Shapiro–Wilkova testu. Ve všech podmínkách nebyly detekovány statisticky rozlišitelné odchylky od normality ($p > 0,05$), a data tedy lze považovat za normálně rozdělená.

5.5.1.2 Spolehlivost měření subtotální beztukové (svalové) hmoty

U Subtot lean nebyla spolehlivost měření hodnocena pomocí ICC, protože každá hodnota byla zaznamenána pouze z jednoho měření v každém časovém bodě (PRE, POST). Nebyla tedy k dispozici opakovaná měření nezbytná pro výpočet ICC. Použitý měřicí protokol však vycházel ze standardizovaných a opakovaně validovaných postupů popsaných v předchozích výzkumech.

5.5.1.3 Vztah mezi závisle proměnnými

▪ Intervenční skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence Subtot lean byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 81).

Tabulka 81 - Pearsonův korelační koeficient

	n	r	p	95 % CI	
Subtot lean PRE - Subtot lean POST	44	0,984	< ,001	0,971	0,991

Subtot lean = subtotální beztuková (svalová) hmota, n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V I skupině byla mezi hodnotami Subtot lean v PRE a POST měřeních zjištěna statisticky rozlišitelná velmi silná korelace, která poukazuje na vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase.

▪ Kontrolní skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence Subtot lean byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 82).

Tabulka 82 - Pearsonův korelační koeficient

	n	r	p	95 % CI	
Subtot lean PRE - Subtot lean POST	19	0,989	< ,001	0,970	0,996

Subtot lean = subtotální beztuková (svalová) hmota, n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V K skupině byla mezi hodnotami Subtot lean v PRE a POST měřeních zjištěna statisticky rozlišitelná velmi silná korelace, která poukazuje na vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase.

5.5.1.4 Inferenční analýza dat

Pro vyhodnocení vlivu intervence na subtotální beztukovou (svalovou) hmotu byl aplikován LMM. Závislou proměnnou byla hodnota *Subtot lean*, fixními faktory byly *Skupina* (intervenční vs. kontrolní) a *Čas* (PRE vs. POST), včetně jejich interakce. Jako náhodný efekt byla zahrnuta proměnná *ID* pro zachycení intraindividuální variability.

Model vykazoval dobrý fit s daty. Fixní a náhodné efekty společně vysvětlovaly 98,5 % variability závislé proměnné. LRT testy pro plný model i pro fixní část byly statisticky rozlišitelné ($p < 0,001$), což ukazuje, že fixní faktory se podílejí na vysvětlení variability, avšak rozhodující podíl vysvětlené variance připadal na náhodnou složku (mezi-individuální rozdíly) (tabulka 83).

Tabulka 83 - Lineární smíšený model pro subtotální beztukovou (svalovou) hmotu (Subtot lean)

Typ	R ²	df	LRT X ²	p
Celkový (Conditional)	0,985	4	225,487	<,001
Fixní efekty (Marginal)	0,035	3	61,391	<,001

R² = koeficient determinace, df = počet stupňů volnosti, LRT X² = hodnota pravděpodobnostního poměru, p = hladina statistické významnosti

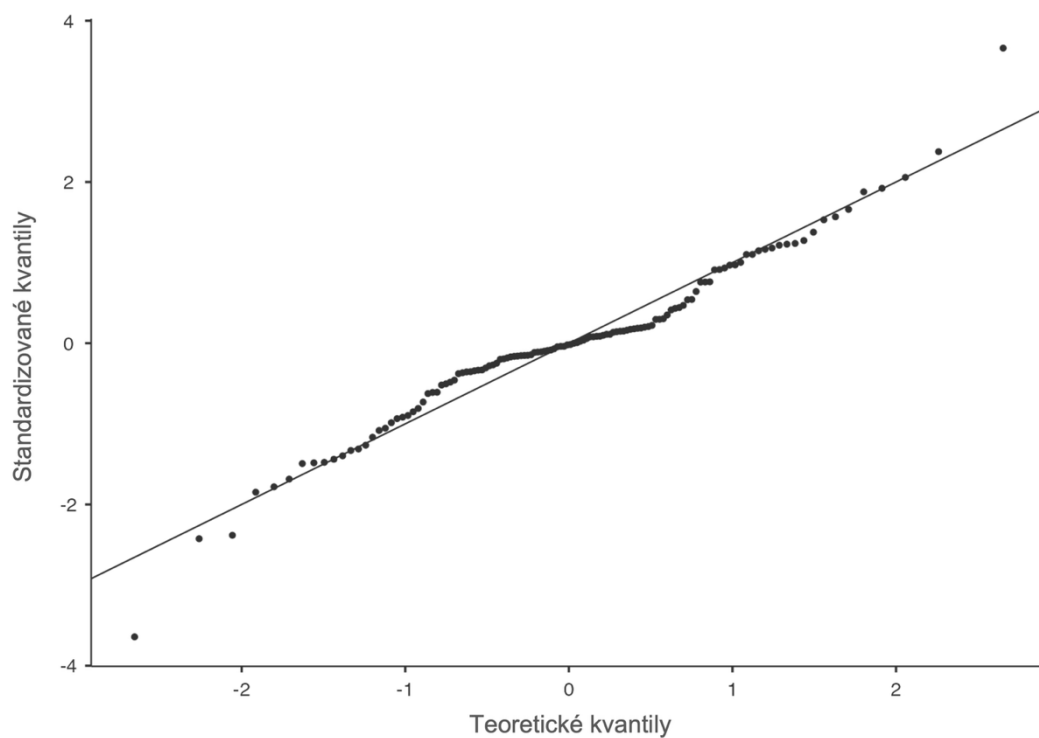
▪ Ověření předpokladů modelu

Přestože Shapiro-Wilkův test ukazoval statisticky významnou odchylku od normality, výsledek Kolmogorov-Smirnovova testu tuto odchylku neukazují (tabulka 84). Vizualizace (graf 25) ukázala pouze mírné odchylky v krajních částech rozdělení, které nejsou systematické. Tento lineární model tak lze považovat za vhodný pro interpretaci výsledků.

Tabulka 84 - Normalita dat subtotální beztukové (svalové) hmoty (Subtot lean)

Test	Statistics	p
Kolmogorov-Smirnov	0,111	0,091
Shapiro-Wilk	0,966	0,003

p = hladina statistické významnosti



Graf 25 - Q-Q graf reziduí modelu pro subtotální beztukovou (svalovou) hmotu (Subtot lean)

▪ Náhodné efekty (random effects) modelu

Model zahrnoval náhodnou konstantu (*intercept*) pro proměnou ID. Ten vykazoval vynikající podíl rozptylu mezi jedinci ($ICC = 0,985$). Tedy ~98 % variability Subtot lean souvisela s rozdíly mezi jednotlivci napříč podmínkami (tabulka 85).

Tabulka 85 - Náhodné efekty (random effects) modelu subtotální beztukové (svalové) hmoty (Subtot lean)

Skupina	Název	Rozptyl	SD	ICC
ID	Intercept	5,52e+7	7431	0,985
Residual		848243	921	

SD = směrodatná odchylka, ICC = koeficientem vnitřitřídí korelace

▪ Vliv jednotlivých faktorů na Subtot lean

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny jednotlivé hlavní efekty zahrnuté v modelu (tabulka 86).

Tabulka 86 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro subtotální beztukovou (svalovou) hmotu (Subtot lean)

Efekt	F	df	df (res)	p
Skupina	1,57	1	61,0	0,215
Čas	51,67	1	61,0	<,001

F = hodnota F-testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti, p = hladina statistické významnosti

Z hlavních efektů byl v modelu pro subtotální beztukovou (svalovou) hmotu statisticky rozlišitelný proměnná *Čas* (mezi PRE a POST výrazná změna hmotnosti Subtot lean). Efekt *Skupina* statisticky rozlišitelný nebyl (bez ohledu na čas nebyl zaznamenán rozdíl v Subtot lean).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- Napříč skupinami došlo po intervenci ke statisticky rozlišitelnému snížení Subtot lean ($\beta = -1285$, 95 % CI $[-1639; -931]$, $p < ,001$).

▪ Vliv kombinace faktorů na Subtot lean

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny i dvoucestné interakce mezi jednotlivými faktory zahrnutými v modelu (tabulka 87).

Tabulka 87 - Vliv kombinace faktorů na subtotální beztukovou (svalovou) hmotu (Subtot lean)

Efekt	F	df	df (res)	p
Dvoucestné interakce				
Skupina * Čas	81,06	1	61,0	<,001

F = hodnota F-testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti, p = hladina statistické významnosti, I = intervenční skupina, K = kontrolní skupina

Z dvoucestných interakce byla statisticky rozlišitelná kombinace *Skupina * Čas* ($p < ,001$).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- **Skupina * Čas:** Interakční koeficient $\beta = -3219$ (95 % CI [-3927; -2511], $p < 0,001$) ukazuje, že rozdíl mezi PRE a POST se lišil mezi skupinami. Pokles Subtot lean byl výraznější v K skupině než v I skupině.

Na základě statisticky rozlišitelné interakce mezi faktory **Skupina a Čas** lze konstatovat, že vývoj Subtot lean se mezi skupinami lišil. Tento výsledek ukazuje, že hlavní efekty skupiny a času samostatně nepostihují plně charakter změn, a proto je nezbytné provést post hoc analýzu.

▪ Post hoc analýza a EMM – vliv intervence na Subtot lean

Na základě statisticky významné dvoucestné interakce *Skupina * Čas* ($p < 0,001$) byla provedena doplňující post hoc analýza s využitím odhadů marginálních středních hodnot (Estimated Marginal Means, EMM), jejímž cílem bylo ověřit směr a velikost změny hodnot Subtot lean mezi měřeními PRE a POST v rámci jednotlivých skupin (I a K).

V tabulce 88 vidíme, že skupina I si po intervenci udržela přibližně stejnou úroveň Subtot lean (PRE: $\bar{x} = 66\,111$; POST: $\bar{x} = 66\,436$), zatímco u skupiny K došlo k poklesu (PRE: $\bar{x} = 65\,157$; POST: $\bar{x} = 62\,262$), to naznačuje absenci tréninkového stimulu a zároveň potvrzuje ochranný efekt intervence pozorovaný ve skupině I.

Tabulka 88 - Marginální střední hodnoty Skupina * Čas

Skupina	Čas	Průměr	SE	df	95 % CI	
I	PRE	66111	1129	61,9	63855	68368
I	POST	66436	1129	61,9	64179	68692
K	PRE	65157	1718	61,9	61723	68591
K	POST	62262	1718	61,9	58828	65696

I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, SE = směrodatná chyba df = počet stupňů volnosti pro daný efekt,

CI = konfidenční interval

Post hoc analýzy s Bonferroniho korekcí ukázaly, že v I skupině nebyl po intervenci zaznamenán statistická ani věcná rozlišitelnost v hodnotách Subtot lean ($\Delta = 324$, 95 % CI [-68,2; 717], $p = 0,622$, $|d| = 0,351$), což naznačuje stabilitu parametru v čase. Naproti tomu v K skupině došlo ke statisticky i věcně rozlišitelnému poklesu Subtot lean ($\Delta = -2895$, 95 % CI [-3492; -2297], $p < ,001$, $|d| = 3,143$). Při přímém

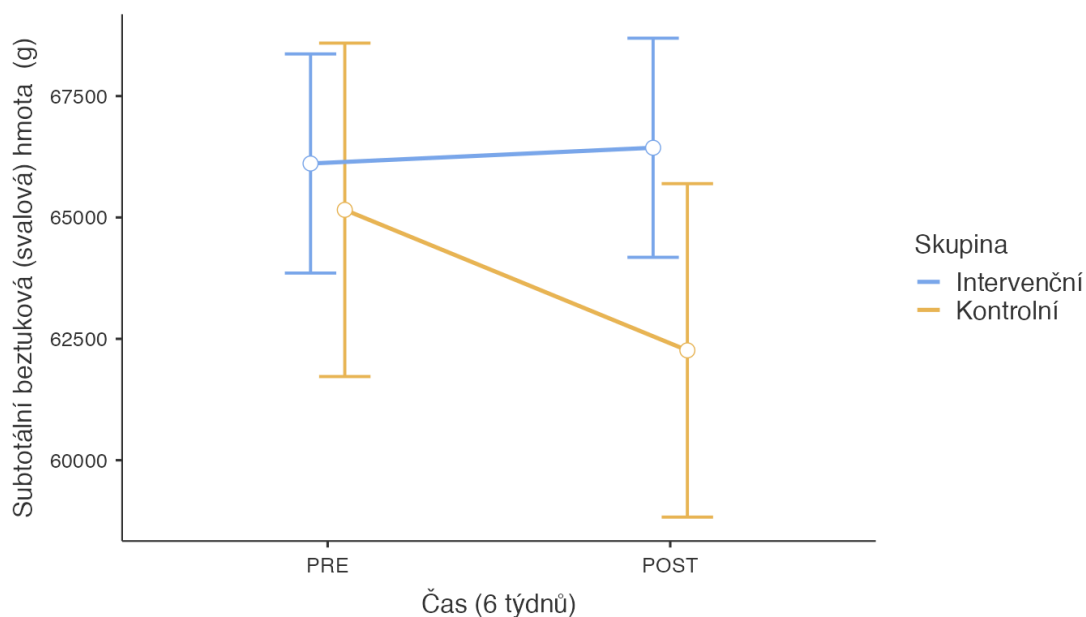
porovnání mezi skupinami v čase POST nebyl rozdíl statisticky významný ($\Delta = 4173$ g, 95 % CI [64; 8282], $p = 0,280$), přesto směr rozdílu a věcná rozlišitelnost ($|d| = 4,530$) podporují příznivý vliv intervence na zachování Subtot lean (tabulka 89).

Tabulka 89 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas (Bonferroniho korekce)

Porovnání												
SK	Čas	vs	SK	Čas	Δ	SE	95 % CI		t	df	p	d
I	POST	-	I	PRE	324	196	-68,2	717	1,652	61,0	0,622	0,351
K	POST	-	K	PRE	2895	299	-3492,2	-2297	-9,687	61,0	<,001	-3,143
I	POST	-	K	POST	4173	2056	64,3	8282	2,030	61,9	0,280	4,530

SK = skupina, I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, vs = versus, Δ = rozdíl, SE = směrodatná chyba, CI = konfidenční interval, t = poměr rozdílu a standardní chyby, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, p = hladina statistické významnosti, $|d|$ = velikost efektu (Cohenovo d)

Graf 26 ilustruje vývoj hodnot Subtot lean mezi měřeními PRE a POST u I a K skupiny.



Graf 26 - Vliv specifického pohybového programu na subtotální beztukovou (svalovou) hmotu (Subtot lean) (Skupina * Čas). Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI. PRE = před intervencí, POST = po intervenci, g = gramy

▪ Závěrečné shrnutí výsledků LMM pro Subtot lean

Lineární smíšený model vysvětloval 98,5 % variability ve svalové hmotě, přičemž samotné fixní efekty přispěly 3,5 %. Statisticky rozlišitelný hlavní efekt byl zaznamenán pro faktor čas. Napříč skupinami došlo po intervenci ke snížení Subtot lean. Efekt Skupina nebyl významný, což znamená, že bez ohledu na čas se skupiny nelišily.

Nejvýraznější interakční efekt představovala kombinace *Skupina * Čas*, která ukázala rozdílný vývoj Subtot lean mezi skupinami I a K. Ve skupině I zůstala Subtot lean po intervenci stabilní, s nevýznamným nárůstem o přibližně 324 g, což odpovídá změně o 0,5 %. Naproti tomu v K skupině došlo ke statisticky rozlišitelnému poklesu o 2 895 g, tedy o 4,4 %. Tato interakce potvrzuje, že zachování Subtot lean bylo výsledkem intervenčního programu.

Přímé porovnání mezi skupinami po intervenci neodhalilo statistickou rozlišitelnost, nicméně směr rozdílu a věcná rozlišitelnost ($\Delta = 4173$ g, 95 % CI [64; 8282], $p = 0,280$, $|d| = 4,530$).

Korelace mezi hodnotami Subtot lean v časech PRE a POST potvrdily velmi vysokou konzistenci měření napříč časem.

Výsledky ukazují, že šestitýdenní pohybový program přispěl k udržení Subtot lean u I skupiny. Hypotéza H8 byla tímto potvrzena.

5.5.2 Celkový podíl tělesného tuku

5.5.2.1 Deskriptiva

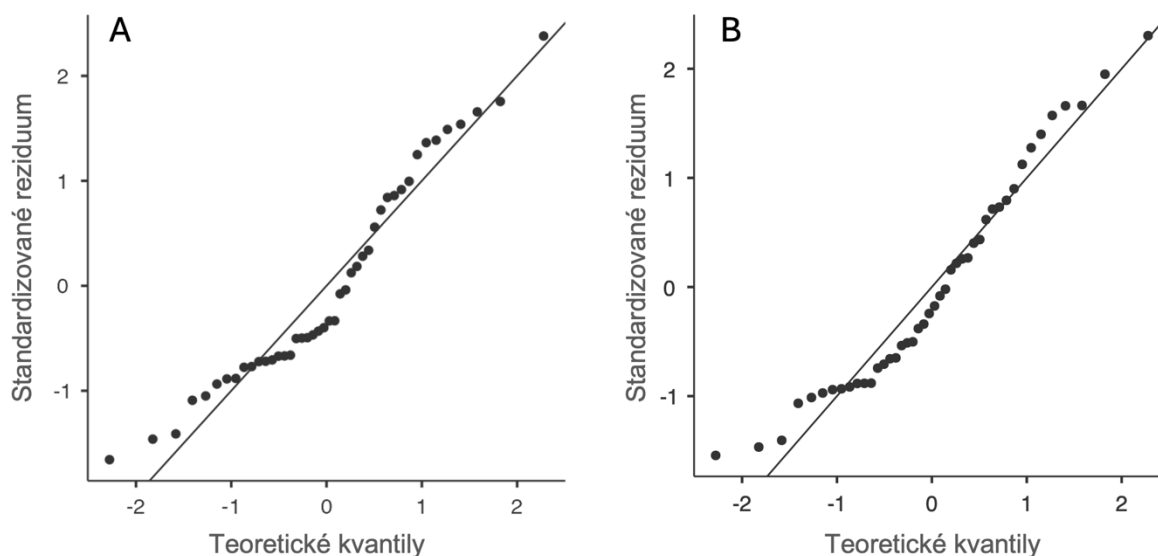
V tabulce 90 je základní popisná statistika hodnot celkového podílu tělesného tuku v časech PRE a POST, pro I i K skupinu.

Tabulka 90 - Deskriptivní charakteristika a test normality - celkového podílu tělesného tuku (*Wbtot Pfat*)

	Skupina	n	Průměr	SD	Min	Max	Shapiro-Wilk	
							W	p
Wbtot Pfat PRE (%)	I	44	17,9	4,45	10,5	28,5	0,941	0,025
	K	19	20,2	3,12	14,7	24,9	0,955	0,476
Wbtot Pfat POST (%)	I	44	17,3	4,06	11,1	26,7	0,948	0,046
	K	19	23,3	3,61	17,1	28,8	0,950	0,403

Wbtot Pfat = celkový podíl tělesného tuku, I = intervenční, K = kontrolní, n = počet probandů, SD = směrodatná odchylka, Min = minimum, Max = maximum, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, % = procenta, W = testová statistika Shapiro–Wilkova testu normality, p = hladina statistické významnosti

Distribuce dat byla ověřena pomocí Shapiro–Wilkova testu. V K skupině nebyly detekovány statisticky rozlišitelné odchylky od normality ($p > 0,05$) tedy data byla normálního rozdělení. Oproti tomu I skupina vykazovala jak v PRE ($p = 0,025$) tak i v POST ($p = 0,046$) měření statisticky rozlišitelnou odchylku. Přestože tato skupina vykazovala statisticky rozlišitelnou odchylku, vizuální kontrola pomocí QQ plotu (graf 27) ukázala pouze mírné odchylky v extrémních hodnotách, které nejsou systematické a neindikují zásadní narušení normality. Díky dostatečné velikosti vzorku ($n = 44$) a obecné robustnosti parametrických testů vůči menším odchylkám lze tento výsledek považovat za prakticky nevýznamný. Parametrické testy tak zůstávají v této skupině plně použitelné.



Graf 27 - QQ graf intervenční skupiny PRE (Wbtot Pfat)
(A) I PRE, (B) I POST

5.5.2.2 Spolehlivost měření celkového podílu tělesného tuku

U celkového podílu tělesného tuku nebyla spolehlivost měření hodnocena pomocí ICC, protože každá hodnota byla zaznamenána pouze z jednoho měření v každém časovém bodě (PRE, POST). Nebyla tedy k dispozici opakovaná měření nezbytná pro výpočet ICC. Použitý měřicí protokol však vycházel ze standardizovaných a opakovaně validovaných postupů popsanych v předchozích výzkumech.

5.5.2.3 Vztah mezi závisle proměnnými

▪ Intervenční skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence Wbtot Pfat byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 91).

Tabulka 91 - Pearsonův korelační koeficient

	n	r	p	95 % CI	
Wbtot Pfat PRE - Wbtot Pfat POST	44	0,98	< ,001	0,963	0,989

*Wbtot Pfat = celkový podíl tělesného tuku, n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci,
r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval*

V I skupině byla mezi hodnotami Wbtot Pfat v PRE a POST měřeních zjištěna statisticky rozlišitelná velmi silná korelace, která poukazuje na vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase.

▪ Kontrolní skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence Wbtot Pfat byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 92).

Tabulka 92 - Pearsonův korelační koeficient

	n	r	p	95 % CI	
Wbtot Pfat PRE - Wbtot Pfat POST	19	0,955	<,001	0,885	0,983

Wbtot Pfat = celkový podíl tělesného tuku, n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V K skupině byla mezi hodnotami Wbtot Pfat v PRE a POST měřeních zjištěna statisticky rozlišitelná velmi silná korelace, která poukazuje na vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase.

5.5.2.4 Inferenční analýza dat

Pro vyhodnocení vlivu intervence na celkový podíl tělesného tuku byl aplikován LMM. Závislou proměnnou byla hodnota *Wbtot Pfat*, fixními faktory byly *Skupina* (intervenční vs. kontrolní) a *Čas* (PRE vs. POST), včetně jejich interakce. Jako náhodný efekt byla zahrnuta proměnná *ID* pro zachycení intraindividuální variability.

Model vykazoval dobrý fit s daty. Fixní a náhodné efekty společně vysvětlovaly 98 % variability závislé proměnné. Samotné fixní efekty přispěly k vysvětlení 21,6 % rozptylu. LRT testy pro plný model i pro fixní část byly statisticky rozlišitelné ($p < 0,001$), což ukazuje, že fixní faktory se podílejí na vysvětlení variability, avšak rozhodující podíl vysvětlené variance připadal na náhodnou složku (mezi-individuální rozdíly) (tabulka 93).

Tabulka 93 - Lineární smíšený model pro celkový podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat)

Typ	R ²	df	LRT X ²	p
Celkový (Conditional)	0,980	4	218,561	<,001
Fixní efekty (Marginal)	0,216	3	113,818	<,001

R² = koeficient determinace, df = počet stupňů volnosti, LRT X² = hodnota pravděpodobnostního poměru, p = hladina statistické významnosti

▪ Ověření předpokladů modelu

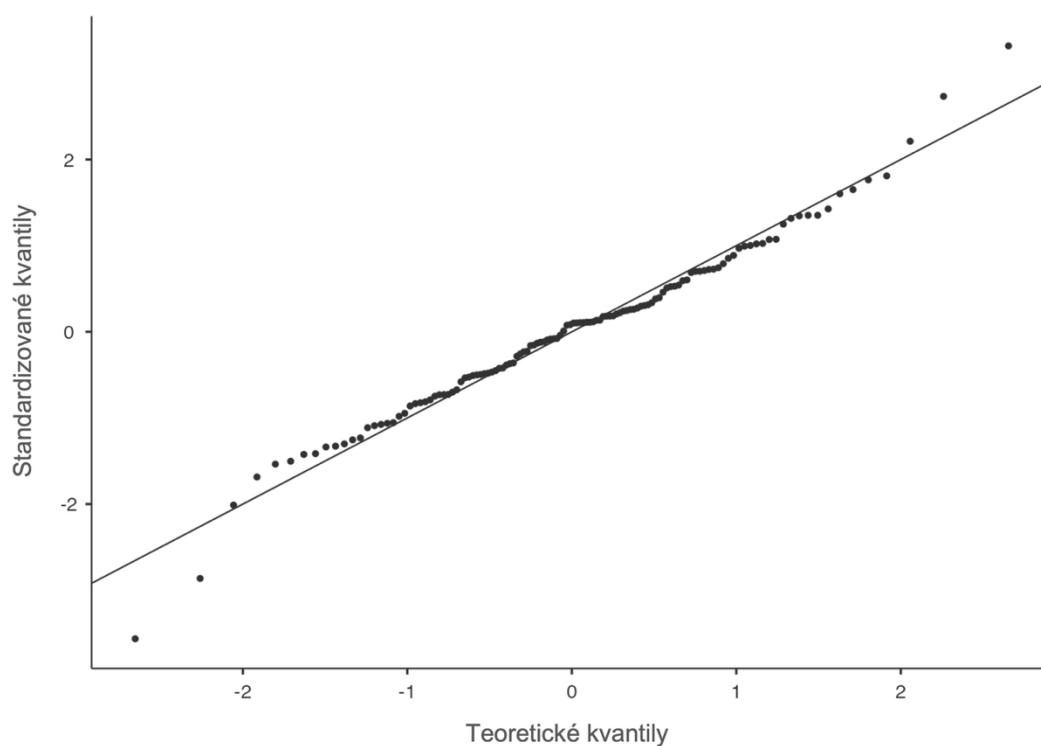
Výsledky Shapiro-Wilkova a Kolmogorov-Smirnovova testu nebyly detekovány statisticky rozlišitelné odchylky od normality ($p > 0,05$) tedy data byla normálního rozdělení (tabulka 94). Vizualizace (graf 28) neukázala systematické porušení

předpokladu, a tento lineární model tak lze považovat za vhodný pro interpretaci výsledků.

Tabulka 94 - Normalita dat celkového podílu tělesného tuku (Wbtot Pfat)

Test	Statistics	<i>p</i>
Kolmogorov-Smirnov	0,0587	0,778
Shapiro-Wilk	0,9806	0,068

p = hladina statistické významnosti



Graf 28 - Q-Q graf reziduí modelu pro celkový podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat)

▪ Náhodné efekty (random effects) modelu

Model zahrnoval náhodnou konstantu (*intercept*) pro proměnou ID. Ten vykazoval vynikající konzistence variability mezi jednotlivci ($ICC = 0,974$). Tedy ~97 % variability Wbtot Pfat souvisela s rozdíly mezi jednotlivci napříč podmínkami (tabulka 95).

Tabulka 95 - Náhodné efekty (random effects) modelu celkového podílu tělesného tuku (Wbtot Pfat)

Skupina	Název	Rozptyl	SD	ICC
ID	Intercept	15,718	3,965	0,974
Residual		0,418	0,647	

SD = směrodatná odchylka, ICC = koeficient vnitrořídni korelace

▪ Vliv jednotlivých faktorů na Wbtot Pfat

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny jednotlivé hlavní efekty zahrnuté v modelu (tabulka 96).

Tabulka 96 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro celkový podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat)

Efekt	F	df	df (res)	p
Skupina	14,3	1	61,0	<,001
Čas	103,5	1	61,0	<,001

F = hodnota F-testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti, p = hladina statistické významnosti

Z hlavních efektů byl v modelu pro celkový podíl tělesného tuku statisticky rozlišitelná proměnná *Skupina* (I a K skupina se lišily v celkovém množství Wbtot Pfat bez ohledu na čas měření) a také *Čas* (mezi PRE a POST výrazná změna Wbtot Pfat).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- V K skupině měli bez ohledu na čas měření vyšší Wbtot Pfat než v I skupině ($\beta = 4,14$, 95 % CI [1,97; 6,31], $p < ,001$).
- Napříč skupinami došlo po intervenci ke statisticky rozlišitelnému zvýšení Wbtot Pfat ($\beta = 1,28$, 95 % CI [1,03; 1,53], $p < ,001$).

▪ Vliv kombinace faktorů na Wbtot Pfat

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny i dvoucestné interakce mezi jednotlivými faktory zahrnutými v modelu (tabulka 97).

Tabulka 97 - Vliv kombinace faktorů pro celkový podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat)

Efekt	F	df	df (res)	p
Dvoucestné interakce				
Skupina * Čas	218,0	1	61,0	<,001

F = hodnota F -testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti,

p = hladina statistické významnosti, I = intervenční skupina, K = kontrolní skupina

Z dvoucestných interakcí byla statisticky rozlišitelná kombinace *Skupina * Čas* ($p < ,001$).

Doplňující odhady parametrů (fixní koeficienty) ukazují:

- ***Skupina * Čas***: Interakční koeficient $\beta = 3,71$ (95 % CI [3,21; 4,20], $p < ,001$) ukazuje, že změna množství Wbtot Pfat mezi PRE a POST se lišil mezi skupinami. Zvýšení bylo výraznější v K skupině než v I.

Na základě statisticky významné interakce mezi faktory **Skupina a Čas** lze konstatovat, Wbtot Pfat se mezi skupinami výrazně lišil. Tento výsledek naznačuje, že hlavní efekty skupiny a času samostatně nepostihují charakter změn dostatečně, a proto je nezbytné provést post hoc analýzu.

▪ Post hoc analýza a EMM – vliv intervence na Wbtot Pfat

Na základě statisticky významné dvoucestné interakce *Skupina * Čas* ($p < 0,001$) byla provedena doplňující post hoc analýza s využitím odhadů marginálních středních hodnot (Estimated Marginal Means, EMM), jejímž cílem bylo ověřit směr a velikost změny hodnot Wbtot Pfat mezi měřeními PRE a POST v rámci jednotlivých skupin (I a K).

V tabulce 98 vidíme, že skupina I si po intervenci udržela přibližně stejnou úroveň Wbtot Pfat (PRE: $\bar{x} = 17,9$; POST: $\bar{x} = 17,3$), zatímco u skupiny K došlo k výraznému nárůstu (PRE: $\bar{x} = 20,2$; POST: $\bar{x} = 23,3$) to naznačuje absenci tréninkového stimulu a zároveň potvrzuje ochranný efekt intervence pozorovaný ve skupině I.

Tabulka 98 - Marginální střední hodnoty Skupina * Čas

Skupina	Čas	Průměr	SE	df	95 % CI	
I	PRE	17,9	0,606	62,6	16,7	19,1
I	POST	17,3	0,606	62,6	16,1	18,5
K	PRE	20,2	0,922	62,6	18,4	22,0
K	POST	23,3	0,922	62,6	21,5	25,2

I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, SE = směrodatná chyba df = počet stupňů volnosti pro daný efekt,

CI = konfidenční interval

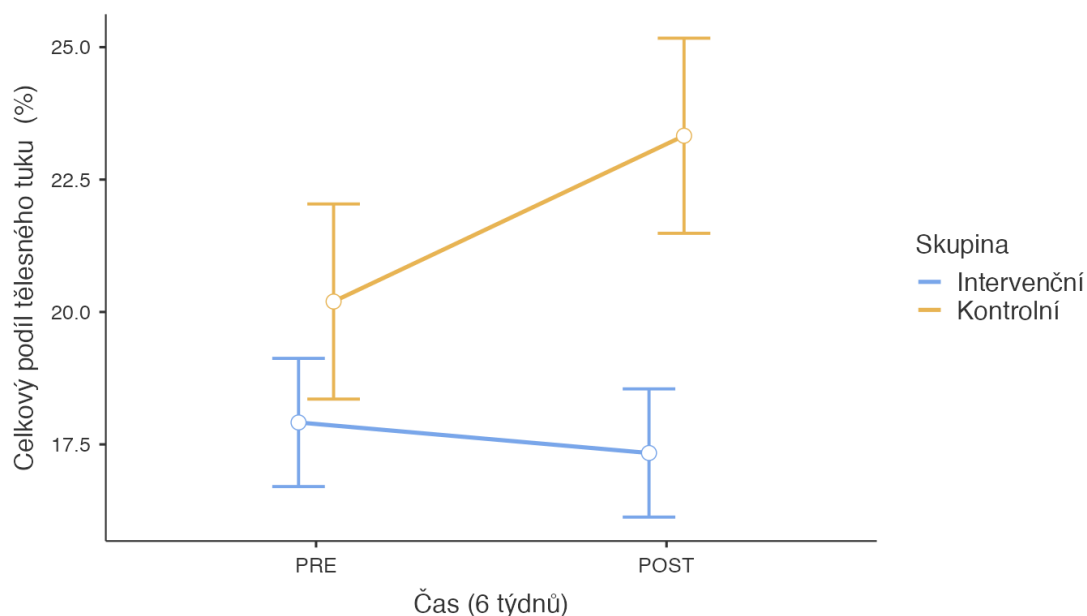
Post hoc analýzy s Bonferroniho korekcí ukázaly, že v I skupině došlo po intervenci ke statisticky rozlišitelnému snížení Wbtot Pfat ($\Delta = -0,576$ %, 95 % CI $[-0,85; -0,30]$, $p < ,001$, $|d| = 0,890$), nicméně neprojevila se zde věcná rozlišitelnost. Naproti tomu v K skupině byl zaznamenán statisticky i věcně rozlišitelný nárůst Wbtot Pfat ($\Delta = +3,13$ %, 95 % CI $[2,71; 3,55]$, $p < ,001$, $|d| = 4,837$). Při přímém porovnání mezi skupinami v čase POST vykazovala I skupina statisticky i věcně rozlišitelně nižší hodnoty Wbtot Pfat než skupina kontrolní ($\Delta = -5,99$ %, 95 % CI $[-8,19; -3,79]$, $p < ,001$, $|d| = 9,258$) to podporuje příznivý vliv intervence na omezení nárůstu Wbtot Pfat (tabulka 99).

Tabulka 99 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas (Bonferroniho korekce)

Porovnání												
SK	Čas	vs	SK	Čas	Δ	SE	95 % CI		t	df	p	d
I	POST	-	I	PRE	-0,576	0,138	-0,852	-0,3007	-4,18	61,0	<,001	-0,890
K	POST	-	K	PRE	3,130	0,210	2,711	3,5497	14,92	61,0	<,001	4,837
I	POST	-	K	POST	-5,990	1,103	-8,194	-3,7860	-5,43	62,6	<,001	-9,258

SK = skupina, I = Intervenční skupina, K = Kontrolní skupina, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, vs = versus, Δ = rozdíl, SE = směrodatná chyba, CI = konfidenční interval, t = poměr rozdílu a standardní chyby, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, p = hladina statistické významnosti, $|d|$ = velikost efektu (Cohenovo d)

Graf 29 ilustruje vývoj hodnot celkového podílu tělesného tuku mezi měřeními PRE a POST u I a K skupiny.



Graf 29 - Vliv specifického pohybového programu na celkový podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat) (Skupina * Čas).

Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI.

PRE = před intervencí, POST = po intervenci, % = procenta

▪ Závěrečné shrnutí výsledků LMM pro Wbtot Pfat

Lineární smíšený model vysvětloval 98 % variability v hodnotách Wbtot Pfat, přičemž samotné fixní efekty přispěly 21,6 %. Statisticky rozlišitelné hlavní efekty byly zaznamenány pro faktor skupina i čas. Byla pozorována vyšší výchozí i celková hladina tuku u K skupiny.

Nejvýraznější interakční efekt představovala kombinace *Skupina * Čas*, která ukázala rozdílný vývoj Wbtot Pfat mezi skupinami I a K. Ve skupině I došlo po intervenci ke statisticky rozlišitelnému snížení o přibližně 0,6 % Wbtot Pfat, nicméně neprojevila se zde věcná rozlišitelnost. Naproti tomu v K skupině došlo k statisticky i věcně významnému nárůstu o 3,13 %.

Přímé porovnání mezi skupinami po intervenci odhalilo statisticky i věcně rozlišitelně nižší Wbtot Pfat ve skupině I ve srovnání s kontrolní skupinou ($\Delta = -5,99 \%$, 95 % CI $[-8,19; -3,79]$, $p < ,001$, $|d| = 9,258$). Tato interakce naznačuje, že příznivý vývoj v I skupině byl důsledkem intervenčního programu.

Korelace mezi hodnotami Wbtot Pfat v časech PRE a POST potvrdily velmi vysokou konzistenci měření napříč časem.

Výsledky ukazují, že šestitýdenní pohybový program měl statisticky rozlišitelný vliv nejen na prevenci, ale i v mírném snížení Wbtot Pfat u I skupiny. Nicméně nebyla zjištěna věcná rozlišitelnost. Hypotéza H9, která předpokládala výraznější pokles Wbtot Pfat nebyla tímto potvrzena.

5.5.3 Celotělová minerální hustota kostí

5.5.3.1 Deskriptiva

V tabulce 100 je základní popisná statistika hodnot minerální hustoty kostí v časech PRE a POST, pro I i K skupinu.

Tabulka 100 - Deskriptivní charakteristika a test normality - celotělová minerální hustota kostí (Wbtot BMD)

	Skupina	n	Průměr	SD	Min	Max	Shapiro-Wilk	
							W	p
Wbtot BMD PRE (g/cm ²)	I	44	1,22	0,0854	1,04	1,49	0,980	0,633
	K	19	1,20	0,0581	1,13	1,33	0,921	0,118
Wbtot BMD POST (g/cm ²)	I	44	1,22	0,0839	1,03	1,48	0,980	0,627
	K	19	1,21	0,0588	1,13	1,33	0,927	0,154

Wbtot BMD = celotělová minerální hustota kostí, I = intervenční, K = kontrolní, n = počet probandů,

SD = směrodatná odchylka, Min = minimum, Max = maximum, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, g/cm² = gram na centimetr čtvereční, W = testová statistika Shapiro–Wilkova testu normality,

p = hladina statistické významnosti

Distribuce dat byla ověřena pomocí Shapiro–Wilkova testu. Ve všech podmínkách nebyly detekovány statisticky rozlišitelné odchylky od normality ($p > 0,05$), a data tedy lze považovat za normálně rozdělená.

5.5.3.2 Spolehlivost měření celotělové minerální hustoty kostí

U Wbtot BMD nebyla spolehlivost měření hodnocena pomocí ICC, protože každá hodnota byla zaznamenána pouze z jednoho měření v každém časovém bodě (PRE, POST). Nebyla tedy k dispozici opakovaná měření nezbytná pro výpočet ICC. Použitý měřicí protokol však vycházel ze standardizovaných a opakovaně validovaných postupů popsaných v předchozích výzkumech.

5.5.3.3 Vztah mezi závisle proměnnými

▪ Intervenční skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence Wbtot BMD byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 101).

Tabulka 101 - Pearsonův korelační koeficient

	n	r	p	95 % CI	
Wbtot BMD PRE - Wbtot BMD POST	44	0,982	< ,001	0,968	0,990

Wbtot BMD = celotělová minerální hustota kostí, n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci,

r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V I skupině byla mezi hodnotami Wbtot BMD v PRE a POST měřeních zjištěna statisticky rozlišitelná velmi silná korelace, která poukazuje na vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase.

▪ Kontrolní skupina

Pro zhodnocení vnitřní konzistence Wbtot BMD byl proveden Pearsonův korelační koeficient (tabulka 102).

Tabulka 102 - Pearsonův korelační koeficient

	n	r	p	95 % CI	
Wbtot BMD PRE - Wbtot BMD POST	19	0,99	<,001	0,974	0,996

Wbtot BMD = celotělová minerální hustota kostí, n = počet probandů, PRE = před intervencí, POST = po intervenci, r = korelační koeficient, p = hladina statistické významnosti, CI = konfidenční interval

V K skupině byla mezi hodnotami Wbtot BMD v PRE a POST měřeních zjištěna statisticky rozlišitelná velmi silná korelace, která poukazuje na vysokou míru konzistence individuálních výkonů v čase.

5.5.3.4 Inferenční analýza dat

Pro vyhodnocení vlivu intervence na minerální hustotu kostí byl aplikován LMM. Závislou proměnnou byla hodnota *Wbtot BMD*, fixními faktory byly *Skupina* (intervenční vs. kontrolní) a *Čas* (PRE vs. POST), včetně jejich interakce. Jako náhodný efekt byla zahrnuta proměnná *ID* pro zachycení intraindividuální variability.

Model vykazoval dobrý fit s daty. Fixní a náhodné efekty společně vysvětlovaly 98 % variability závislé proměnné. LRT test pro plný model byl statisticky rozlišitelný ($p < 0,001$), zatímco pro fixní část nikoli ($p = 0,307$). Fixní efekty samostatně přispěly pouze 1,1 % k vysvětlení variability, což ukazuje, že intervenční faktory měly jen omezený vliv na sledovanou proměnnou. Rozhodující podíl rozptylu byl vysvětlen náhodnými efekty (tabulka 103).

Tabulka 103 - Lineární smíšený model pro celotělovou minerální hustotu kostí (Wbtot BMD)

Typ	R ²	df	LRT X ²	p
Celkový (Conditional)	0,984	4	216,635	<,001
Fixní efekty (Marginal)	0,011	3	3,608	0,307

R² = koeficient determinace, df = počet stupňů volnosti, LRT X² = hodnota pravděpodobnostního poměru, p = hladina statistické významnosti

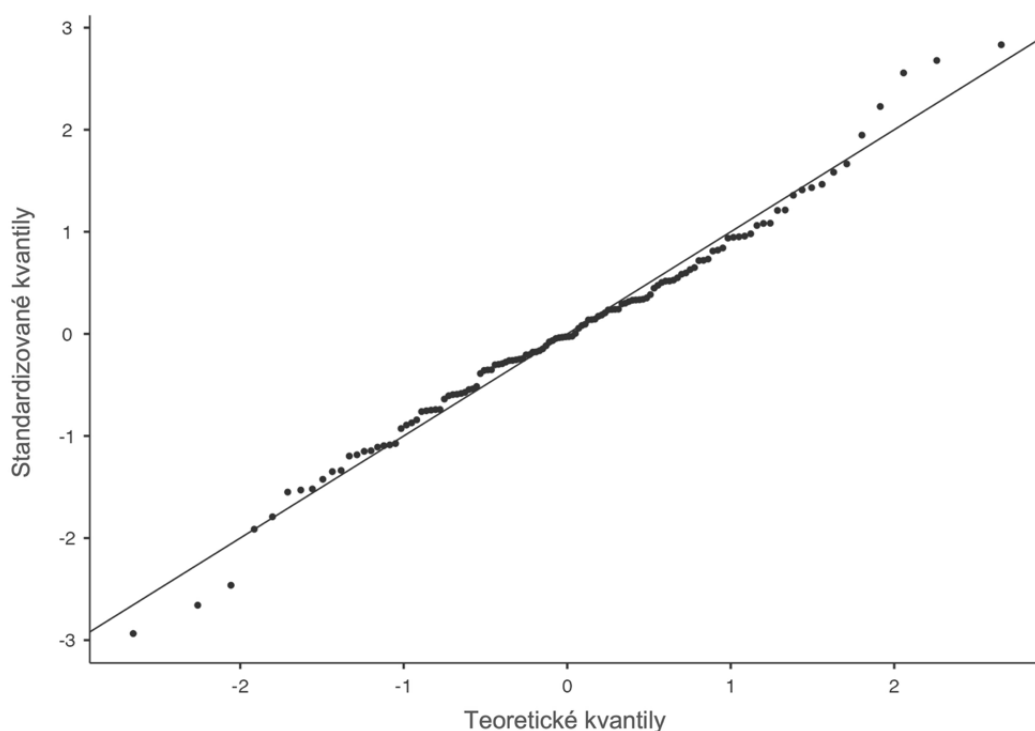
▪ Ověření předpokladů modelu

Výsledky Shapiro-Wilkova a Kolmogorov-Smirnovova testu nebyly detekovány statisticky rozlišitelné odchylky od normality ($p > 0,05$) tedy data byla normálního rozdělení (tabulka 104). Vizualizace (graf 30) neukázala systematické porušení předpokladu, a tento lineární model tak lze považovat za vhodný pro interpretaci výsledků.

Tabulka 104 - Normalita dat celotělové minerální hustoty kostí (Wbtot BMD)

Test	Statistics	p
Kolmogorov-Smirnov	0,0585	0,782
Shapiro-Wilk	0,9864	0,244

p = hladina statistické významnosti



Graf 30 - Q-Q graf reziduí modelu pro celotělovou minerální hustoty kostí (Wbtot BMD)

▪ Náhodné efekty (random effects) modelu

Model zahrnoval náhodnou konstantu (*intercept*) pro proměnou ID. Ten vykazoval vynikající konzistence variability mezi jednotlivci (ICC = 0,983). Tedy ~98 % variability denzity kostí souvisela s rozdíly mezi jednotlivci napříč podmínkami (tabulka 105).

Tabulka 105 - Náhodné efekty (random effects) modelu celotělové minerální hustoty kostí (Wbtot BMD)

Skupina	Název	Rozptyl	SD	ICC
ID	Intercept	0,00596	0,0772	0,983
Residual		1,00e-4	0,0100	

SD = směrodatná odchylka, ICC = koeficient vnitrotržní korelace

▪ Vliv jednotlivých faktorů na Wbtot BMD

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny jednotlivé hlavní efekty zahrnuté v modelu (tabulka 106).

Tabulka 106 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro celotělovou minerální hustotu kostí (Wbtot BMD)

Efekt	F	df	df (res)	p
Skupina	0,699	1	61,0	0,406
Čas	0,221	1	61,0	0,640

F = hodnota F-testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti, p = hladina statistické významnosti

Z hlavních efektů nebyla v modelu pro celotělovou minerální hustotu kostí (Wbtot BMD) statisticky rozlišitelná žádná proměnná.

▪ Vliv kombinace faktorů na Wbtot BMD

Na základě výsledků omnibus testů byly vyhodnoceny i dvoucestné interakce mezi jednotlivými faktory zahrnutými v modelu (tabulka 107).

Tabulka 107 - Vliv kombinace faktorů pro celotělovou minerální hustotu kostí (Wbtot BMD)

Efekt	F	df	df (res)	p
Dvoucestné interakce				
Skupina * Čas	2,814	1	61,0	0,099

F = hodnota F-testu, df = počet stupňů volnosti pro daný efekt, df (res) = počet reziduálních stupňů volnosti, p = hladina statistické významnosti, I = intervenční skupina, K = kontrolní skupina

Z dvoucestných interakce nebyla statisticky rozlišitelná kombinace *Skupina * Čas* ($p < 0,099$).

Na základě statisticky nevýznamné interakce mezi faktory **Skupina a Čas** nebyla provedena žádná post hoc analýza. Model nenaznačil rozdílný vývoj závislé proměnné mezi skupinami v čase. Bez přítomnosti významné interakce by další srovnávání skupin v jednotlivých časových bodech nebylo statisticky ani věcně odůvodněné.

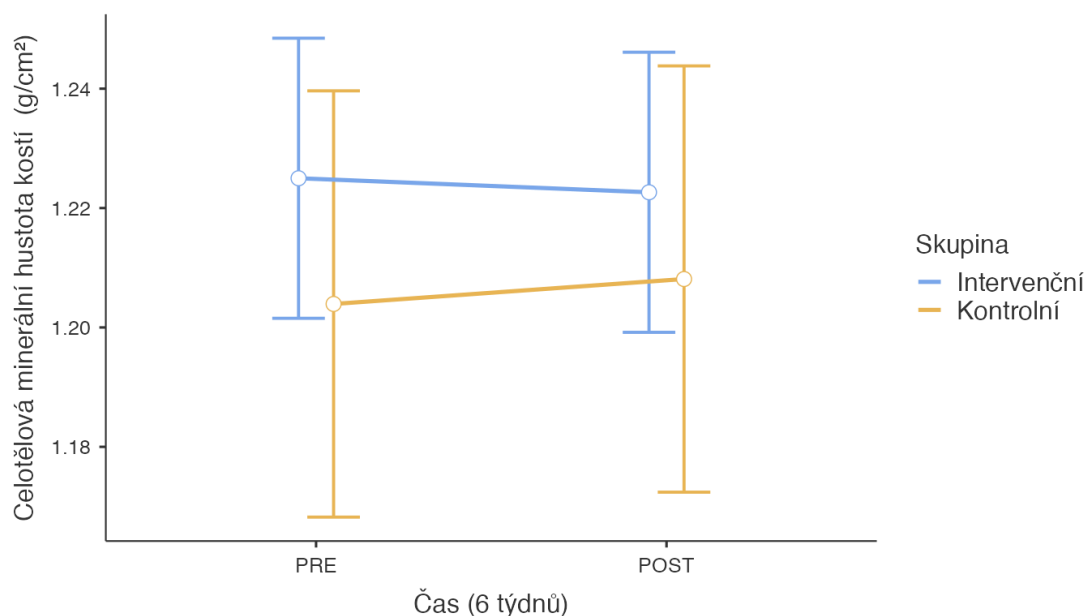
▪ Závěrečné shrnutí výsledků LMM na Wbtot BMD

Lineární smíšený model vysvětloval 98 % variability v hodnotách minerální hustoty kostí, přičemž samotné fixní efekty přispěly pouze 1,1 %. Statisticky rozlišitelný efekt nebyl zaznamenán ani pro faktor Skupina, ani pro faktor Čas, a nebyla potvrzena ani jejich interakce.

Vývoj marginálních středních hodnot ukázal, že se průměrné hodnoty minerální hustoty kostí ve skupinách prakticky nezměnily (I: PRE 1,22; POST 1,22; K: PRE 1,20; POST 1,21) (graf 31).

Korelace mezi hodnotami Wbtot BMD v časech PRE a POST potvrdily velmi vysokou konzistenci měření napříč časem.

Výsledky ukazují, že specifický pohybový program neměl tedy statisticky ani věcně rozlišitelný vliv na změnu minerální hustoty kostí. Hypotéza H10 byla tímto potvrzena.



Graf 31 - Vliv specifického pohybového programu na celotělovou minerální hustotu kostí (Wbtot BMD) (Skupina * Čas). Body znázorňují průměrné hodnoty ve skupinách. Modré a žluté svislé úsečky představují 95 % CI.
PRE = před intervencí, POST = po intervenci, g/cm² = gram na centimetr čtvereční

6 DISKUZE

Cílem disertačního projektu bylo navrhnout a experimentálně ověřit účinek šestitýdenního specifického pohybového programu na dynamické síly a kinematiku dopadu při seskoku z výšky, včetně zahrnutí kontroly tělesného složení a minerální hustoty kostí u vojenského personálu. Projekt zahrnoval dvě skupiny (označené I a K), dvě měření (PRE/POST), dvě výšky dopadu (50 cm a 75 cm) a dvě zátěžové podmínky (bez zátěže a s vojenskou výstrojí o hmotnosti 21,45 kg). Primárními sledovanými proměnnými byly maximální vertikální reakční síla a čas do stabilizace při dopadu.

6.1 Kinetické parametry dopadu

6.1.1 Maximální vertikální reakční síla

Výsledky tohoto projektu byly v souladu s hypotézou, že šestitýdenní pohybový program vedl u I skupiny k rozlišitelnému snížení hodnot Pk vGRF při dopadu napříč všemi experimentálními podmínkami (*Čas, Zátěž, Výška*; $p < 0,001$). Tento efekt byl potvrzen interakcí *Skupina * Čas* ($p < 0,001$; $|d| = 1,28$), která ukázala, že pokles v I skupině byl větší než v K skupině, kde nedošlo k žádným rozlišitelným změnám. Rozsah redukce v I skupině (~16,7 %) je navíc v souladu s výsledky předchozích studií.

Podobný efekt uvádí i klasická 6týdenní intervenční studie s tréninky 3x týdně, kde se Pk vGRF snížil o 22 % ($p < 0,006$; $|d| = 1,04$, vypočteno z dostupných dat). Klinicky významný, i když statisticky nerozlišitelný pokles Pk vGRF o 17 % ($p > 0,05$; $g = -0,54$, vypočteno z dostupných dat) po 6týdenní intervenci byl zaznamenán také u sportovců v jiné studii (Vescovi et al., 2008). Podobný směr účinku ukazuje i 4týdenní intervence na dolní končetiny klesly Pk vGRF zhruba o 7 % ($p < 0,05$; $|d| = 0,37$, vypočteno z dostupných dat) u sportovců a o 14 % u rekreačních sportovců ($p < 0,05$; $|d| = 0,86$, vypočteno z dostupných dat) (Jeansonne et al., 2006) tyto výsledky také korespondují s 6týdenní intervencí kde došlo k poklesu vGRF o 17 % ($p < 0,01$; $|d| = 0,67$, vypočteno z dostupných dat) (Scarneo et al., 2017). Studie kde proběhla redukce jen o 3,8 % uvádí, že není jasné, zda je snížení Pk vGRF způsobeno neustálou zpětnou vazbou (korekce dopadu) nebo skutečnými neuromuskulárními adaptacemi (Lephart et al., 1997). Použití zpětné vazby během dopadu může snížit Pk vGRF o 13–19 % již po jedné lekci (Heinert et al., 2021b; McNair et al., 2000; Onate et al., 2001; Prapavessis et al., 2003). V našem protokolu však během dopadů

nebyly poskytovány žádné instrukce ani zpětná vazba. Pozorovaný pokles lze proto připsat efektu samotného pohybového programu. Tento závěr je v kontrastu se systematickou rešerší a meta-analýzou, která ukázala, že tréninkové intervence vedly pouze k malému a nerozlišitelnému efektu na Pk vGRF ($p = 0,23$; $g = -0,24$). Autoři zároveň uvádějí střední heterogenitu mezi studiemi ($I^2 = 48 \%$), což naznačuje, že redukce dopadových sil není napříč literaturou konzistentní. Naopak statisticky rozlišitelný efekt byl v metaanalýze častěji pozorován u kinematických ukazatelů ($p = 0,01$; $g = 0,77$), to ukazuje, že intervence častěji mění pohybovou strategii než samotnou velikost Pk vGRF. Důležité je zde i zjištění, že pozitivní efekty na kinetiku bývají krátkodobé a mohou "vyhasnout" již po 1 až 4 týdnech od ukončení programu (Bathe et al., 2023).

Efekt intervence byl nejvýraznější při dopadech ze 75 cm, kde byl pokles až o 22 %. To ukazuje, že přínos pohybového programu se projevuje zejména v situacích s vyšší mechanickou zátěží. Zároveň naše výsledky ukazují, že samotná výška seskoku představuje významný faktor Pk vGRF. Ve studii, kde byli testováni kadeti americké armády, došlo zvýšením výšky dopadu z 30 cm na 60 cm vedlo k rozlišitelnému nárůstu excentrického Pk vGRF o 71,7 % ($p < 0,008$; $|d| = 1,78$, vypočteno z dostupných dat) (Merrigan et al., 2022). Tyto výsledky jsou zároveň v souladu s předchozí literaturou, která ukazuje, že s rostoucí výškou dopadu se zvyšuje Pk vGRF (Makaruk & Sacewicz, 2011; McNitt-Gray, 1991; Wallace et al., 2010; Wardle & Greeves, 2017).

Dalším faktorem byla přidaná výstroj. Ačkoliv 15 kg přidaná výstroj u kadetů z americké armády neměla vliv na zvýšení Pk vGRF ($p > 0,05$). Autoři tento výsledek vysvětlují tím, že testovaní kadeti byli na podobné zatížení dlouhodobě adaptováni díky pravidelným pochodům a překážkovým drahám, což mohlo zmírnit akutní mechanický efekt přidané hmotnosti (Merrigan et al., 2022). V naší studii přidaná výstroj o celkové hmotnosti 21,45 kg zvýšila Pk vGRF zhruba o 5 % ($p < 0,001$) a to konzistentně při 50 i 75 cm (agregováno napříč skupinami). To je v souladu s jinými studiemi, které byly prováděny na vojenském personálu, kde přidaná zátěž (výstroj, výzbroj) 20–40 kg vedla ke zvýšení Pk vGRF při dopadu (Brown et al., 2016; Sell et al., 2010; Tilbury-Davis & Hooper, 1999). Například rozdíl v Pk vGRF mezi dopadem ze 30 cm výšky bez přidané výstroje a dopadem s přidanou výstrojí o celkové hmotnosti 40 kg byl o 17,4 % vyšší ($p = 0,002$; $|d| = 1$, vypočteno z dostupných dat) a dopad s 20 kg výstrojí, která se nejvíce přibližuje hmotnosti naší přidané výstroje byl o 8,7 % ($p < 0,001$; $|d| = 0,5$, vypočteno z dostupných dat) vyšší než bez ní (Brown et al., 2016). V souladu

s tímto zjištěním lze říci, že vyšší zátěž vede k výraznějšímu nárůstu Pk vGRF, a to z důvodu limitované schopnosti zpomalit pohyb a vyšší celkové hmotnosti (Dempsey et al., 2013). Současně však na základě porovnání s uvedenými studiemi lze předpokládat, že velikost tohoto efektu ovlivňuje také charakter zátěžové adaptace. Naši participanti byli zvyklí na nošení výstroje, jejich běžná praxe se týká především pochodových a silově-vytrvalostních aktivit, nikoli opakovaných dynamických dopadů se zátěží. Tato odlišnost v typu mechanického stresu mohla přispět k tomu, že u našich participantů byl pozorován zřetelnější akutní nárůst Pk vGRF.

Naše výsledky rovněž naznačují, že pozitivní efekt mohl být podpořen optimálním nastavením tréninkového zatížení. Během programu se neprojevily známky přetížení na rozdíl od intervenční studie (DiStefano et al., 2016), kde nebylo bezprostředně po 6 týdnech zaznamenáno snížení Pk vGRF. Autoři tento okamžitý nulový efekt přičítají právě akutní únavě v období testování. Nicméně v retenci po 2 a 8 měsících se efekt intervence projevil (2 měsíce: $p = 0.001$, $|d| = 0,57$; 8 měsíců: $p = 0.003$, $|d| = 0,51$; vypočteno z dostupných dat) (DiStefano et al., 2016). Naproti tomu v našem souboru jsme zaznamenali okamžitý, statisticky rozlišitelný pokles Pk vGRF napříč všemi podmínkami ($p < 0,001$; $\Delta \approx -16,7 \%$). Toto zjištění spolu se stabilitou napříč opakováními, konzistencí efektu při 50 i 75 cm a dobrou reliabilitou měření (většina $ICC_{3,1} = 0,75-0,90$) ukazuje, že tréninková zatížení i načasování programu byly zvoleny adekvátně a efekt nebyl redukován vlivem únavy.

Přestože intervenční program vedl ke snížení Pk vGRF o 16,7 %, rozsah hodnot a výsledky LMM ukazují, že značná část variability (random effect ID participanta $ICC = 0,655$) byla dána individuálními rozdíly mezi účastníky. Tento výsledek je v souladu s předchozí literaturou, která poukazuje na výraznou interindividuální variabilitu v adaptační odpovědi na pohybové intervence (Ericksen et al., 2019; Vescovi et al., 2008).

Celkově je třeba zmínit, že většina srovnávací literatury reportuje relativní Pk vGRF ($N \cdot kg^{-1}$), zatímco my uvádíme primárně absolutní Pk vGRF (N). Aby byla komparace korektní provedli jsme analýzu i pro relativní metriku a dostali srovnatelný směr a velikost efektu. V I skupině klesla relativní hodnota Pk vGRF o $\sim 17 \%$ ($\Delta = -1,594 N \cdot kg^{-1}$; 95 % CI $[-1,775; -1,414]$; $p < 0,001$; $|d| = 1,36$).

Z hlediska vysvětlené variance vykazoval absolutní i relativní model prakticky stejné hodnoty ($R^2_{cond} = 0,756$ vs. $0,702$; $R^2_{marg} = 0,295$ vs. $0,280$; oba $p < 0,001$).

Vzhledem k minimálním rozdílům a fyzikální podstatě veličiny jsme pro hlavní interpretaci zvolili model s absolutními hodnotami. To, že relativní metrika potvrzuje stejné závěry, zároveň ukazuje, že pokles P_k vGRF nebyl ovlivněn rozdíly v tělesné hmotnosti (hmotnost nebyla v absolutním modelu zahrnuta jako kovariát). V kontextu vojenského prostředí je použití absolutních hodnot P_k vGRF (N) metodologicky vhodnější, protože přidaná zátěž má charakter fixní externí hmotnosti a byla pro všechny účastníky stejná (21,45 kg). Normalizace na tělesnou hmotnost může v tomto případě zkreslovat skutečné mechanické zatížení, jelikož nezohledňuje dodatečné vybavení, které se při dopadu chová jako integrální součást systému tělo–zátěž. Empirická data tento přístup podporují. Po započtení hmotnosti neseného batohu zůstaly relativní hodnoty P_k vGRF mezi podmínkami téměř beze změny, což naznačuje, že nárůst reakční síly odpovídá celkové hmotnosti systému (Tilbury-Davis & Hooper, 1999). Absolutní vyjádření GRF tak lépe odráží reálnou mechanickou náročnost dopadu při pevně stanovené externí zátěži, což potvrzují i současné biomechanické poznatky z pohybových činností ve vojenském prostředí (Sell et al., 2010; Yeo et al., 2024). Naopak relativní metrika ($N \cdot kg^{-1}$) je vhodnější při srovnávání osob s výrazně odlišnou tělesnou hmotností či pohlavím, kde tyto rozdíly přirozeně ovlivňují mechanickou odezvu (Krupenevich et al., 2015). Ve výsledcích proto ponecháváme klíčová čísla jak v N, tak v $N \cdot kg^{-1}$, zatímco v diskuzi systematicky pracujeme s procentuálními změnami. Tento přístup zajišťuje metrickou kompatibilitu s literaturou (N vs. $N \cdot kg^{-1}$) i transparentnost prezentace výsledků. Jelikož náš $\sim 17\%$ pokles relativní P_k vGRF je konzistentní s poklesem v absolutní metrice i s trendem ve srovnatelných studiích.

Šestitýdenní specifický program byl tedy účinný v redukci dopadových sil, a to zejména při vyšších mechanických nárocích. Výsledky zdůrazňují význam pohybového programu a podporují aplikaci podobných programů v podmínkách vojenského prostředí. Přesto nelze s jistotou určit, zda zjištěný pokles P_k vGRF představuje trvalou nebo pouze krátkodobou adaptaci. Naše výsledky zachycují akutní efekt bezprostředně po intervenci, zatímco dosavadní literatura naznačuje, že pozitivní účinky podobných programů mohou v řádu několika týdnů odeznívat (Bathe et al., 2023). Budoucí výzkum by proto měl zahrnovat následná měření a ověřit, zda opakované nebo udržovací intervence mohou tyto změny stabilizovat v delším časovém horizontu. Takový přístup by umožnil rozlišit akutní a dlouhodobé adaptační procesy a současně zvýšil praktickou využitelnost zjištěných poznatků v kontextu vojenského tréninku.

6.1.2 Čas do stabilizace vertikální reakční síly

Tento výsledek disertačního projektu nebyl v souladu s hypotézou o zkrácení TTS vGRF. Šestitýdenní pohybový program vedl naopak k rozlišitelnému prodloužení TTS vGRF o $\sim 13,4\%$ (hlavní interakce *Skupina * Čas*: $p < 0,001$; $|d| = 0,78$). Efekt byl konzistentní napříč experimentálními podmínkami (výška dopadu, zatížení). V K skupině nebyla zaznamenána žádná rozlišitelná změna.

Spolehlivost měření TTS vGRF byla ve většině podmínek dobrá až vynikající ($ICC_{3,1} > 0,75$). Výjimku představovala podmínka dopadu z 50 cm se zátěží po intervenci ($ICC_{3,1} = 0,54$), kde byla spolehlivost jen střední. Podobně i dřívější studie ukazují značnou variabilitu spolehlivosti TTS vGRF, například při dopadu z 30 cm byla zaznamenána velmi nízká reliabilita ($ICC = 0,42$) (Flanagan et al., 2008). Autoři tento výsledek interpretovali jako důsledek krátké familiarizace, povoleného pohybu paží a relativně nízké obtížnosti úlohy, což vedlo k vysoké variabilitě mezi jednotlivými pokusy. Tyto metodologické rozdíly mohou vést k odlišným hodnotám ICC u TTS vGRF napříč studiemi, a proto je nezbytné interpretovat výsledky vždy v kontextu konkrétního testovacího protokolu.

Zjištěný směr změny TTS vGRF v našem projektu nebyl v souladu s převládajícími trendy v literatuře, která obvykle popisuje její zkrácení po tréninkových intervencích. Ve dvanáctitýdenní intervenční studii u rekreačně aktivních osob při unilaterálních dopadech ze 30 cm bedny klesl TTS vGRF (TdEst, metrika srovnatelná TTS vGRF) v I skupině o $44,2\%$ ($p = 0,009$; $|d| = 2,74$, vypočteno z dostupných dat), oproti trendu prodloužení v K skupině ($\approx 12\%$) (Feria-Madueño et al., 2024). Osm týdnů trvající bilaterální trénink u basketbalistů vedl ke zkrácení TTS vGRF o $20,4\%$ ($p < 0,005$; $|d| = 0,7$), zatímco u K skupiny byly změny minimální ($|d| = 0,13$) (Zhao et al., 2024). Kratší čtyřtýdenní intervence přinesla redukci TTS vGRF unilaterálních dopadech přibližně o $4,7\%$ ($p < 0,001$) (Friebe et al., 2021).

Je však nutné zdůraznit, že převážná část dostupných studií, které se zabývaly TTS vGRF v kontextu tréninkových intervencí, hodnotila dopady unilaterálně, což komplikuje přímé srovnání s naším protokolem, který pracoval s bilaterálními dopady. Bilaterální dopady zaměřené na hodnocení TTS vGRF se v literatuře objevují pouze výjimečně. Jedna z těchto studií analyzovala elitní sportovce s chronickou nestabilitou hlezna při bilaterálním dopadu z výšky 30 cm a zjistila rozlišitelně delší TTS ($p < 0,001$; $\eta^2 = 0,278$) ve srovnání se zdravou kontrolní skupinou. Tento rozdíl byl interpretován jako projev oslabené neuromuskulární kontroly a narušené propriocepce.

Autoři zároveň upozornili, že prodloužená doba do stabilizace může odrážet změnu posturální strategie, tedy přesun hlavní stabilizační kontroly z oblasti hlezna (distální strategie) směrem ke kyčelním a trupovým svalům (proximální strategie) (Yalfani & Raeisi, 2022). Závěry této studie zároveň ukazují, že TTS vGRF může být validním ukazatelem i při bilaterálních dopadech, a podporují tak oprávněnost našeho zvoleného metodického přístupu. Tato interpretace je v souladu s naším pozorováním, že délka TTS se zvyšovala s rostoucí výškou dopadu i při dopadech s přidanou zátěží. Tento trend je v souladu s biomechanickými principy, protože zvýšení výšky dopadu i přidaná zátěž zvyšují nároky na excentrickou kontrolu a mohou vést k většímu zapojení proximálních stabilizačních struktur (Attwells et al., 2006; Roy et al., 2016; Swain et al., 2010).

Posun směrem k proximálně řízené stabilizaci může mít i funkční význam. Delší TTS vGRF proto nemusí představovat zhoršení posturální kontroly, ale spíše adaptivní změnu pohybového vzoru a stabilizační strategie. Naše výsledky naznačují, že po pohybovém programu mohlo dojít k úpravě senzomotorické kontroly a k mírně delší, avšak kontrolovanější stabilizaci po dopadu (Yalfani & Raeisi, 2022). V kontextu těchto poznatků lze prodlouženou TTS vGRF interpretovat spíše jako důsledek adaptivní reorganizace posturálního řízení než jako známku zhoršení dynamické stability.

Námi pozorované prodloužení TTS vGRF pravděpodobně souvisí se změnou posturální strategie. Pro ověření tohoto předpokladu je nezbytné dále analyzovat souvislosti mezi kinetickými a kinematickými parametry.

6.1.3 Shrnutí kinetických parametrů dopadu

V návaznosti na tyto výsledky delší TTS vGRF nemusí nutně znamenat zhoršenou posturální kontrolu, ale může odrážet odlišnou strategii stabilizace nebo účinnější rozložení impulsních sil při „měkčím“ dopadu.

Na základě předchozí literatury i našich výsledků lze předpokládat, že po absolvování pohybového programu mohlo dojít k úpravě pohybového vzoru v sagitální rovině. Tedy k větší kolenní flexi v okamžiku prvního kontaktu i během brzdné fáze. Tato změna může vést ke snížení Pk vGRF, avšak současně k prodloužení TTS vGRF.

Zároveň je možné, že došlo k úpravě frontální biomechaniky kolenního kloubu (snížení valgózní pozice nebo addukčního momentu), což by naznačovalo komplexní změnu strategie tlumení. V následující části je tato biomechanická hypotéza ověřována

pomocí kinematických ukazatelů (kolenní valgus, kolenní flexe) a jejich modifikace vlivem výšky dopadu a přidané zátěže.

6.2 Kinematické parametry dopadu

6.2.1 Flexe kolenního kloubu

Naše výsledky jsou v souladu s hypotézou, že šestitýdenní specifický pohybový program vedl k rozlišitelnému zmenšení úhlu kolenní flexe při dopadu v I skupině napříč všemi experimentálními podmínkami (*Čas*, *Zátěž*, *Výška* ($p < 0,001$; hlavní interakce *Skupina * Čas*: $p < 0,001$; $|d| = 0,71$), zatímco v K skupině k žádné rozlišitelné změně nedošlo. Průměrné zmenšení úhlu kolenní flexe o 6,3 % v I skupině sice nepřekročilo hranici věcné významnosti ($d > 0,91$), nicméně přímé porovnání mezi skupinami po intervenci ukázalo větší pokrčení kolenního kloubu u I skupiny oproti K skupině o 9,6 % ($p = 0,003$; $|d| = 1,11$), což naznačuje praktický přínos tréninkového programu.

Většina dostupných studií popisuje zvětšení úhlu kolenní flexe po intervenci, zatímco v této práci bylo pozorováno jeho zmenšení. Tento rozdíl je však dán odlišnou definicí kolenního úhlu, nikoli skutečným biomechanickým efektem. V naší analýze byl použit externí úhel mezi stehenní a bérceovou kostí, kde menší hodnota znamená větší ohnutí kolene (větší flexi). Rozdíl tedy spočívá pouze v metodice měření a nemění biomechanickou interpretaci. Po zohlednění této odlišnosti jsou naše nálezy směrově v souladu s dostupnou literaturou. Aby bylo možné mezi studiemi provádět přímé srovnání, jsou v následující diskuzi všechny změny interpretovány podle jednotné terminologie odpovídající tomuto měření (menší úhel = větší kolenní flexe).

Po sjednocení terminologie lze naše výsledky přímo porovnat s dosavadní literaturou. Tyto výsledky odpovídají zjištěním systematické rešerše a meta-analýzy randomizovaných studií u hráček týmových sportů, kde intervenční pohybové programy vedly k průměrnému zvětšení kolenní flexe přibližně o $\sim 3^\circ$ (autoři neuvádějí data k přepočtu na %) (95 % CI 0,8–5,5) oproti K skupinám (Lima et al., 2024).

Další rešerše ukazuje, že intervenční programy mohou mít rozdílné účinky na flexi kolenního kloubu při dopadu (Willadsen et al., 2019). Plyometrický a neuromuskulární trénink vedl ke zvětšení kolenní flexe při dopadu, což je v literatuře interpretováno jako žádoucí adaptace snižující zatížení ACL ($|d| = 0,6\text{--}1,1$; všechny studie uváděly rozlišitelné změny) (Brown, Palmieri-Smith, & McLean, 2014; Myer et al., 2006). Konkrétně po sedmitýdenní intervenci došlo při bilaterálních dopadech v plyometrické skupině

ke zvětšení maximální kolenní flexe o 8,6 % ($|d| = 0,8$; $p = 0,031$). Ve skupině zaměřené na stabilizační trénink se naopak flexe mírně zmenšila o 3,2 % ($p > 0,05$)

(Myer et al., 2006). V jiné intervenci, která probíhala šest týdnů došlo při bilaterálních dopadech v neuromuskulární skupině ke zvětšení kolenní flexe o 8,5 % ($p = 0,027$; $|d| = 0,84$). Podobně v plyometrické skupině byla zaznamenána tendence ke zvětšení flexe o 8,4 % ($|d| = 0,56$; $p = 0,065$). Naproti tomu ve stabilizační skupině došlo ke zmenšení kolenní flexe o 3,6 % ($|d| = 0,44$; $p = 0,062$) a v K skupině o 3,4 % ($|d| = 0,30$; $p = 0,294$). Výsledky ukazují, že pouze neuromuskulární program vedl k rozlišitelnému zvětšení kolenní flexe, zatímco plyometrický trénink vykazoval jen trend a ostatní skupiny naopak mírně zmenšily rozsah flexe kolene (Brown, Palmieri-Smith, & McLean, 2014).

Současně však literatura ukazuje, že účinky nejsou vždy jednoznačné. Ve studii, ve které byly testovány dvě čtyřtýdenní intervence (stabilizační trénink, plyometrie) došlo k rozlišitelnému zvětšení úhlu kolenní flexe při dopadu, což autoři interpretovali jako nežádoucí změnu z hlediska prevence poranění ACL. Flexe kolenního kloubu se zmenšila výrazněji ve skupině stabilizačního tréninku (o 23,9 %; $|d| \approx 1,9$; 95 % CI 3,06–0,70) než v plyometrické skupině (o 10,5 %; $|d| \approx 1,8$; 95 % CI 2,89–0,70). Tyto výsledky ukazují, že na rozdíl od jiných studií, kde intervenční programy podporovaly zvětšení kolenní flexe při dopadu, zde oba testované přístupy vedly k menší flexi kolenního kloubu, tedy k více rizikové poloze při dopadu, což by mohl vést ke zvýšení zatížení předního zkříženého vazů a tím i riziko jeho poranění. Nicméně je třeba zmínit, že obě skupiny měly velmi nízký počet participantů (plyometrie $n = 9$, stabilizační trénink $n = 8$) (Pfile et al., 2013), a tudíž je nutné interpretovat tyto výsledky s opatrností, protože omezená velikost vzorku výrazně snižuje jejich zobecnitelnost.

Zajímavé poznatky v tomto ohledu poskytují i studie s vojenskou populací. Ani po osmi týdnech intervence se u VzP neprojevíly rozlišitelné změny kinematiky. Směrově se I skupina přiblížila k větší kolenní flexi o 9,8 % ($p > 0,05$), zatímco K skupina vykazovala pokles o 16,0 %. Autoři tento výsledek přisuzují především nízké frekvenci tréninků ($1 \times$ týdně) a nespécifickému, obecně kondičnímu charakteru programu (Nagai, 2010). Na rozdíl od uvedené studie byla naše intervence koncipována jako komplexní a vícefázový program s důrazem na sílu, plyometrii, stabilizaci a funkční motorickou kontrolu, realizovaný třikrát týdně v podmínkách odpovídajících vojenské zátěži. Tento multifaktoriální přístup mohl zvýšit efektivitu adaptace díky synergii silového a neuromuskulárního stimulu, který se projevil napříč všemi experimentálními podmínkami včetně dopadů s výstrojí. Zapojení vojenského vybavení navíc mohlo podpořit přenos motorických vzorců do reálného prostředí výcviku.

Většina dosavadních studií, se kterými naše výsledky porovnáváme, byla provedena převážně na sportovkyních, což odpovídá běžné praxi v dostupné literatuře. Systematické přehledové práce o účincích preventivních pohybových programů na biomechaniku dopadu uvádějí, že většina zahrnutých studií hodnotila ženskou populaci a zdůrazňují tedy potřebu většího počtu studií zaměřených na muže (Lopes et al., 2018; Ter Stege et al., 2014). Přesto lze považovat sledované kinematické cíle za mechanicky univerzální, menší kolenní flexe představuje modifikovatelný rizikový faktor napříč populacemi (Dai et al., 2015; Favre et al., 2016). Ženy přitom při doskocích obvykle dopadají s menší kolenní flexí než muži (Huston et al., 2001; Salci et al., 2004; Schmitz et al., 2007), výjimkou je studie Fagenbauma (2003), která uvádí o 10–14° větší flexi u žen ($p = 0.030–0.032$), zatímco neuromuskulární koordinace hamstringů a kvadricepsu zůstává u obou pohlaví obdobná (Fagenbaum & Darling, 2003).

Tento předpoklad podporují i výsledky studií, které zahrnuly mužskou populaci. U netrénovaných mužů po šesti týdnech plyometrického programu se při dopadu ze 60 cm ukázalo zvětšení kolenní flexe o 3,0 % ($p < 0,01$; $|d| = 0,4$) (Makaruk et al., 2014). Podobný trend byl zaznamenán také u basketbalistů, u nichž se po osmi týdnech tréninku projevilo zvětšení kolenní flexe při dopadu. V plyometrické skupině bylo zvětšení kolenní flexe o 13,5 %, zatímco v tradiční silové skupině činilo 7,8 %. Rozdíl mezi skupinami byl rozlišitelný ($p = 0,003$) (Bocheng et al., 2024).

Na základě těchto zjištění lze tedy konstatovat, že rozdíly mezi pohlavími nemají zásadní dopad na směrovou interpretaci výsledků. Z těchto důvodů považujeme srovnávání našich výsledků se studiemi na sportovkyních za metodicky opodstatněné. Limitaci danou převahou ženských vzorků sice přiznáváme, avšak nepovažujeme ji za zásadní pro interpretaci našich výsledků.

Naše výsledky lze z praktického hlediska konstatovat tak, že i krátkodobý, ale cílený a strukturovaný trénink může přispět ke zlepšení biomechaniky dopadu u vojenského personálu. Zvětšení kolenní flexe při dopadu naznačuje efektivnější tlumení sil a bezpečnější pohybový vzorec. Tento výsledek podporuje vhodnost integrovaného přístupu zahrnujícího silové, plyometrické, stabilizační i funkční prvky. V kontextu literatury se tak náš program přibližuje dosavadním zjištěním o pozitivním vlivu preventivních intervencí na snížení rizikových faktorů spojených s poraněním ACL.

6.2.2 Dynamický valgus kolenního kloubu

Naše výsledky neukázaly očekávané snížení DVK po specifickém pohybovém programu. Přestože LMM odhalil rozlišitelnou třicestnou interakci *Skupina * Čas * Končetina* ($p = 0,009$), post hoc analýzy ukázaly v I skupině pouze statisticky rozlišitelné zmírnění varózního postavení na pravé DK ($\Delta = -2,09^\circ$; $p < ,001$; $|d| = 0,350$), zatímco na levé DK se valgózní odchylka prakticky nezměnila ($\Delta = 0,65^\circ$; $p = 1,000$). V K skupině se mezi PRE a POST neprojevyly žádné změny. Spolu s nerozlišitelnými hlavními efekty *Skupina* ($p = 0,129$) a *Čas* ($p = 0,124$) a robustními efekty *Výška* a *Zátěž* (obojí $p < 0,001$) tyto výsledky naznačují dílčí posun asymetrie směrem k neutrálnější ose na pravé DK, nicméně celkově nejsou v souladu s hypotézu H4 o snížení dynamického valgusu kolenního kloubu.

To je v souladu s literaturou, která opakovaně ukazuje, že silový trénink samotný často nemění frontální kolenní kinematiku v krátkém až středním horizontu, přestože zvyšuje sílu (Palmer et al., 2015; Wilczyński et al., 2021). V kontextu bilaterálního dopadu ze 60 cm po osmi týdnech odporového tréninku 2× týdně se DVK po tréninku rozlišitelně nezměnil (autoři uvádějí „nerozlišitelné“, přesné p pro tréninkový efekt DVK neuvedli). Tento výsledek lze pravděpodobně vysvětlit relativně krátkým trváním programu, převahou cviků v sagitální rovině (bilaterální dřepy) a také vyšší tréninkovou zkušeností participantů, která mohla omezit potenciál další adaptace ve frontální rovině. Současně se potvrdil vliv typu dopadu, kdy bilaterální dopady vykazovaly vyšší DVK než unilaterální, a to o 11,6 % ($p = 0,03$) (McCurdy et al., 2012).

Je však nutné rozlišit obecné neuromuskulární prvky v silově-nosném programu od protokolů s explicitní kontrolou frontální roviny. Naše intervence sice zahrnovala neuromuskulární složky (aktivaci hlubokého stabilizačního systému, unilaterální cvičení, přenášení zátěže), nicméně pravděpodobně postrádala dostatečnou míru perturbace a průběžné zpětné vazby. Naproti tomu u vojenských kadetů po osmi týdnech pohybového programu STOP-X (3× týdně během rozcvičení; kombinace stabilizačních, silových a plyometrických úloh s unilaterálními prvky a řízenými perturbacemi) došlo k redukci DVK o 47,9 % ($p < 0,001$), zatímco K skupina se nezměnila ($p = 0,42$). Tento kontrast naznačuje, že (obecně neuromuskulární) silově-nosný program bez perturbace a zpětné vazby pravděpodobně nestačí k ovlivnění DVK (Mohammadyari et al., 2023). Na druhou stranu naše výchozí hodnoty valgusu kolenního kloubu ($\sim 10\text{--}11^\circ$ na L DK) se pohybují v blízkosti „cílových“ hodnot dosažených po intervenci ve studii STOP-X u kadetů ($21,05^\circ \rightarrow 10,95^\circ$). Výchozí (PRE) úroveň

v našem souboru tedy přibližně odpovídala stavu po intervenci (POST) ve studii STOP-X. To podporuje interpretaci, že menší rozsah změny v našem souboru mohl být dán nižší vstupní odchylkou, tedy menší rezervou ke zlepšení. Také výška dopadu a zátěž u nás zvyšovaly valgózní zatížení (obojí $p < 0,001$), což je biomechanicky očekávatelné (Sell et al., 2010) a může dále překrýt jemnější intervenční efekt při souhrnném hodnocení napříč podmínkami.

Podobný vzorec se objevuje i v dalších studiích shrnutých v systematické rešerši (Sahabuddin et al., 2021). Nulový efekt byl zaznamenán také u rekreačně aktivních žen po silovém tréninku (Czasche et al., 2018) nebo u vysokoškolských studentek po posilování kyčelního ohybu a trupu (Araújo et al., 2017). Naopak cílené programy zahrnující stabilizační, proprioceptivní úlohy, ale hlavně jasnou zpětnou vazbu a perturbaci vykazují například u fotbalistek program FIFA 11+ během 7–8 týdnů (15 jednotek) k rozlišitelnému snížení valgózního úhlu při bilaterálním dopadu z 30 cm ($p = 0,004$) (Thompson-Kolesar et al., 2018). U adolescentních házenkářů zlepšil deseti týdenní neuromuskulární trénink ($2 \times$ týdně) kinematiku při dopadu z 30 cm a vstupní minimální vzdálenost kolenního kloubu predikovala 52 % variability zlepšení (Barendrecht et al., 2011). Tyto poznatky naznačují, že bez těchto specifických komponent se změna DVK při dopadu obvykle neprojeví. Současně ale platí, že větší výchozí odchylka poskytuje větší prostor pro zlepšení, což může vysvětlovat i naši rozlišitelnou změnu při relativně nízkých PRE hodnotách.

Uvědomujeme si, že část literatury, s níž naše výsledky porovnáváme, byla provedena převážně u žen. Zároveň je dobře doloženo, že sportovkyně při dopadech vykazují větší valgusové úhly než muži a že se tyto rozdíly prohlubují v adolescenci (Ford et al., 2003; Hodel et al., 2025; Kimura et al., 2011; Russell et al., 2006; Nakagawa et al., 2022). Mechanické příčiny zahrnují mimo jiné odlišnosti v kyčelní rotaci, femorální torzi a zapojení abduktorů (např. nižší aktivita m. gluteus medius u žen). Proto používáme ženské studie primárně k posouzení směru a principu účinku (tj. že protokoly se zpětnou vazbou/perturbacemi vedou k redukci DVK při dopadu), zatímco velikost efektu interpretujeme obezřetně s ohledem na nižší výchozí odchylku u našich mužů (menší rezerva ke zlepšení). Tento postup považujeme za metodologicky obhajitelný a v souladu s doporučeními pro transparentní generalizaci mezi pohlavími.

V kontextu dostupné literatury zaměřené přímo na dopadové úlohy lze konstatovat, že náš integrovaný a prakticky proveditelný program v armádních podmínkách nevedl k rozlišitelné změně DVK, což je v souladu se studiemi,

které postrádaly pertubaci, a v kontrastu s protokoly využívajícími zpětnou vazbu. Omezený efekt lze pravděpodobně přičíst charakteru skupinového tréninku a časovým limitům výcviku, které snižují možnosti individualizace.

6.2.3 Shrnutí kinematických parametrů dopadu

Z hlediska frontální roviny náš specifický pohybový program sice nevyvolal rozlišitelnou redukci DVK. Nicméně byl zaznamenán malý posun k symetričtější ose, patrný na pravé DK, zatímco levá zůstala prakticky beze změny. V kontextu nízké výchozí odchylky, vyšší variability pod zátěží a náročných testovacích podmínek lze tento výsledek považovat konzistentní s literaturou, která ukazuje, že krátkodobé silové intervence bez zpětné vazby nemají zásadní vliv na DVK.

Zároveň specifický pohybový program rozlišitelně zlepšil sagitální kinematiku (větší flexe kolenního kloubu při dopadu), což posiluje jeho potenciál ke zlepšení bezpečnosti dopadu.

6.3 Propojení kinetických a kinematických parametrů dopadu

Specifický pohybový program u naší I skupiny snížil dopadové síly a současně došlo i ke změnám v sagitální rovině. Pk vGRF rozlišitelně klesl napříč experimentálními podmínkami (50 cm/75 cm x bez zátěže/se zátěží) zhruba o ~16,7 % (nejvíce při 75 cm, 18,5 %), zatímco kolenní flexe se při dopadu rozlišitelně zvětšila (~6,3 %). Současně se prodloužil TTS vGRF (~13,4 %) a DVK se jako celek nezměnil, s dílčím posunem pravé DK k neutrálnější ose.

Můžeme tedy konstatovat, že větší kolenní flexe pravděpodobně prodlužuje brzdou fázi dopadu a tím snižuje okamžitou (efektivní) rotační tuhost segmentového řetězce, čímž se impuls síly rozkládá do delšího časového intervalu. Výsledkem je nižší vrcholová síla a současně delší fáze stabilizace po dopadu. V našem kontextu tedy delší TTS vGRF nevnímáme jako zhoršenou kontrolu, nýbrž jako důsledek záměrně „měkčí“ absorpce, která je při vyšší mechanické náročnosti (75 cm, přidaná výstroj) funkční a žádoucí.

Klíčové je, že pokles Pk vGRF při delší TTS vGRF byl doprovázen rozlišitelným nárůstem kolenní flexe, zatímco hodnoty DVK zůstaly beze změny s dílčím rozlišitelným posunem pravé DK k neutrálnější ose. Tedy náš specifický pohybový program posílil excentrickou brzdou kapacitu v sagitální rovině (absorpci v souvislosti s impulsem síly), avšak neobsahoval systematické perturbace a průběžnou zpětnou vazbu, které se obvykle považují za nezbytné k dosažení cílené změny DVK. S ohledem na vojenská omezení (skupinová realizace, bezpečnost, čas) lze tento výsledek vnímat jako adekvátní, neboť při náročnějších dopadech se projevil pokles Pk vGRF bez zhoršení frontální pozice.

Naše výsledky naznačují pravděpodobný mechanicky smysluplný scénář „měkčího“ tlumení (větší flexe → delší brzdou fáze → nižší vrcholová síla, ale delší TTS vGRF). Přesná velikost podílu kolenní flexe na změně TTS vGRF a její interakce s výškou dopadu, dodatečnou zátěží a výchozí frontální kinematikou však zůstává otevřená.

Na základě propojení výsledků lze konstatovat, že náš specifický pohybový program je z hlediska kinetiky a kinematiky dopadu u vojenského personálu pro armádní praxi vhodný a účinný.

6.4 Ukazatele silové připravenosti a svalové rovnováhy

6.4.1 Maximální síla dolních končetin

Naše výsledky jsou v souladu s hypotézou, že šestitýdenní specifický pohybový program vedl k rozlišitelnému zvýšení maximální síly dolních končetin. V I skupině došlo mezi měřeními PRE a POST k nárůstu 1RM BS o přibližně 5,8 %, zatímco v K skupině se hodnoty nezměnily. Interakce *Skupina * Čas* byla rozlišitelná ($p < 0,001$; $|d| = 1,77$), což naznačuje, že nárůst výkonu byl mohl souviset s absolvováním intervenčního programu.

Směr a velikost efektu je konzistentní s poznatky literatury, kde silový trénink v horizontu 6–8 týdnů typicky zvyšuje 1RM BS řádově o ~5–15 % (Androulakis-Korakakis et al., 2020; Valenzuela-Barrero et al., 2024). Nicméně v kontrastu s našimi výsledky stojí zjištění z desetitýdenní studie zaměřené na čistě silový trénink (BS při 75–90 % 1RM; 3× týdně), v níž 1RM BS vzrostl o ~31 % ($p \leq 0,05$) (Cormie et al., 2010). Rozdíly v nárůstu lze vysvětlit odlišným charakterem tréninkových protokolů.

Naše intervence byla zaměřena na cviky pro rozvoj silových schopností a zahrnovala cvičení s balistickou vestou a batohem (20–30 % tělesné hmotnosti), dále výskoky, dopady a unilaterální úlohy. Tento typ zátěže se blíží protokolům dřepu s výskokem se zátěží (weighted jump squat, WJS). Podobně jako ve studii, kde šestitýdenní program WJS (2× týdně, 6 sérií po 5 opakováních při ~30 % 1RM) vedl k nárůstu 1RM BS o ~5–6 % ($p < ,001$) (Yi et al., 2024) i náš program směřoval k rozvoji maximální síly. Na rozdíl od izolovaného WJS však naše intervence zahrnovala širší spektrum úloh, což pravděpodobně lépe odpovídá požadavkům vojenského prostředí a může zvyšovat její praktickou přenositelnost. Nicméně rozsah adaptační odpovědi může být částečně tlumen dlouhodobou habituací na zátěž z běžného výcviku, zejména při častém nošení výstroje a opakovaných zátěžových úkolech s břemenem (Orr et al., 2019; Wills et al., 2019).

U osmitýdenní studie, kde se prováděl BS (85 % 1RM; 3× týdně; 5×3) se ukázalo, že rychlé (1/0/1/0) i střední tempo (2/0/2/0) vedou k obdobnému nárůstu 1RM BS (~4,7–8,7 %), a to bez interakce *Skupina * Čas* ($p = 0,742$; $g \approx 0,38–0,39$) (Lu et al., 2023). Tento princip je v souladu s našim specifickým pohybovým programem, který využíval řízenou excentrickou kontrakci a maximálně explozivní koncentrickou kontrakci, což podporuje rozvoj síly prostřednictvím rychlostního záměru a současně

udržuje technickou kvalitu pohybu (Wilk et al., 2020). Práce s tempem podporuje stabilitu, kontrolu hloubky, vedení osy a současně zvyšuje výkonové ukazatele (Lu et al., 2023; Wilk et al., 2020). Tyto adaptační změny naznačují potenciální přínos pro vojenskou praxi, zejména v úlohách vyžadujících akceleraci, přenášení břemen (Orr et al., 2019) a změny směru (Keiner et al., 2014; Nygaard Falch et al., 2019).

Stejně jako v případě Pk vGRF, kde řada studií uvádí relativní hodnoty ($\text{N} \cdot \text{kg}^{-1}$), i výzkumy zaměřené na 1RM BS často pracují s relativní metrikou ($\text{kg} \cdot \text{kg}^{-1}$) pro snazší srovnávání mezi různými skupinami osob (Comfort et al., 2012). Z tohoto důvodu jsme provedli doplňkovou analýzu i pro relativní 1RM BS, která potvrdila shodné výsledky jako model s absolutní metrikou. V I skupině došlo k nárůstu relativního 1RM BS o $\sim 8,2\%$ ($p < 0,001$; $|d| = 1,69$), což odpovídá $\sim 5,8\%$ nárůstu v absolutním vyjádření ($p < 0,001$; $|d| = 1,77$). Tento soulad potvrzuje, že změny síly nebyly ovlivněny rozdíly v tělesné hmotnosti. Z hlediska interpretace výsledků zachováváme absolutní 1RM BS (kg), přičemž procentuální změny uvádíme paralelně i pro relativní metriky ($\text{kg} \cdot \text{kg}^{-1}$). Tím je zachována metodická konzistence s analýzou Pk vGRF a zároveň zajištěna srovnatelnost s literaturou.

Šestitýdenní specifický pohybový program byl spojen s prakticky rozlišitelným zvýšením 1RM BS. Zjištění tak ukazují, že i relativně krátký a prakticky proveditelný pohybový program může vést k měřitelným zlepšením s potenciálním přínosem pro vojenskou připravenost.

6.4.2 Funkční poměr hamstrinků a kvadricepsů

Výsledky v našem projektu nebyly v souladu s hypotézou o zlepšení funkčního poměru H/Q. Ačkoli dvoucestná interakce *Skupina * Čas* vyšla statisticky rozlišitelně ($p = 0,035$) a ukázala trend mírného zlepšení, klíčová třícestná interakce *Skupina * Čas * Končetina* statisticky rozlišitelná nebyla ($p = 0,175$), takže vliv nelze interpretovat jako lateralizovaný. Deskriptivně se v I skupině hodnoty mírně posunuly směrem k běžně doporučované hodnotě $\approx \geq 1,0$ ($P: 0,782 \rightarrow 0,804$; $L: 0,744 \rightarrow 0,794$), zatímco v K skupině zůstala pravá DK prakticky beze změny ($0,833 \rightarrow 0,834$) a levá mírně poklesla ($0,869 \rightarrow 0,826$). Ačkoli naše výsledky ukázaly jen malé a nerozlišitelné posuny, dostupná literatura naznačuje, že při delších nebo specificky zaměřených programech lze dosáhnout rozlišitelných změn.

U nováčků v silovém tréninku (14 mužů, 14 žen) po 12 týdnech silového programu zaznamenali systematický vzestup funkčního poměru napříč rychlostmi $30/60/180^\circ \cdot s^{-1}$. Muži se zlepšili na $\approx 1,1$ ($p < 0,001$; $|d| = 0,45$) a ženy až na $\approx 1,4$ ($p < 0,0001$; $|d| = 1,2$), a to i přes to, že protokol neobsahoval čistě excentrická cvičení. Autoři současně upozorňují, že samotný H/Q poměr je vhodné interpretovat spolu s absolutní (či relativní) silou kvadricepsů a hamstrinků, protože zejména u žen byla zaznamenána síla kvadricepsů nižší (Dorgo et al., 2012). V našem případě byla pozornost zaměřena na poměrové ukazatele popisující svalovou rovnováhu, bez zohlednění absolutních hodnot síly, což je nutné vnímat jako metodické omezení této analýzy. V šesti týdenním programu zaměřeném na posílení hamstrinků došlo k rozlišitelnému zvýšení funkčního H/Q poměru a překročení hranice $\sim 1,0$ ($p < 0,05$; $|d| = 1,17$), což ukazuje, že i kratší, ale specificky zaměřený trénink může být účinný (Holcomb et al., 2007). Pokud je excentrická složka tréninku primárním cílem, bývá nárůst funkčního H/Q poměru konzistentní. To potvrdila i desetitýdenní randomizovaná studie využívající nordický excentrický cvik pro hamstrinky (Nordic hamstrings), kde se hodnoty zvýšily z $\sim 0,89$ na $\sim 0,98$ při $60^\circ \cdot s^{-1}$, což dokládá konzistentní vliv excentrického zatížení na zvýšení funkčního H/Q poměru (Mjølunes et al., 2004). Většina těchto studií probíhala po delší dobu (≥ 10 – 12 týdnů) a byla zaměřena převážně na excentricky orientovaný přístup, nicméně ukázalo se, že i kratší program s dostatečně specifickým zaměřením může přinést efekt (Holcomb et al., 2007).

Z toho vyplývá, že absence výraznější změny v našem případě pravděpodobně souvisí především s kratší dobou trvání programu, zatímco excentrická složka, která byla

v rámci řízeného tempa pohybů zastoupena, nepředstavovala dominantní tréninkový podnět. U rekreačně aktivních mužů vedly studie s přímým excentrickým zaměřením programem již po šesti týdnech k nárůstu funkčního H/Q poměru z 0,75 na 0,85 ($p < 0,05$), měřenému při $60^{\circ}\cdot s^{-1}$, zatímco skupiny s čistě koncentricky vedeným tréninkem nebo s kombinací koncentrické stimulace kvadricepsů a excentrické stimulace hamstrinků funkční poměr H/Q nezměnily. Tyto výsledky naznačují, že cílené excentrické zatížení hamstrinků, a často i kvadricepsů, mohou přispívat ke zlepšení funkčního H/Q poměru (Ruas et al., 2019a). Zatímco při absenci cíleného tréninku bývá popisován pokles funkčního H/Q poměru (Ruas et al., 2019b), v našem případě zůstaly hodnoty stabilní, což lze při současném zlepšení jiných ukazatelů fyzické připravenosti vnímat jako žádoucí výsledek pro vojenskou populaci.

6.4.3 Izometrický poměr abduktorů a adduktorů

Výsledky nebyly v souladu s hypotézou o zlepšení izometrického poměru AD/AB, protože ani dvoucestná interakce *Skupina * Čas* ($p = 0,441$), ani třícestná interakce *Skupina * Čas * Končetina* ($p = 0,711$) neprokázaly rozlišitelný efekt. Tento výsledek lze pravděpodobně vysvětlit omezeným prostorem pro zlepšení, jelikož vstupní hodnoty se v obou skupinách pohybovaly kolem doporučené hodnoty $\approx 1,0$ (I: $L = 1,030$; $P = 1,026$; K: $L = 0,991$; $P = 1,005$), tedy v rozmezí považovaném za optimální (Cashman, 2012).

Tento závěr je v souladu s poznatky, že cílené intervence jsou nejefektivnější zejména u jedinců s nízkým výchozím poměrem nebo při jeho sezónním poklesu. U profesionálních hokejistů byl jako hranice zvýšeného rizika poranění identifikován poměr $AD/AB < 0,8$ (Rodriguez, 2020). Podobně u elitních dorostenců (U17) se jako efektivní ukázalo měsíční sledování v průběhu sezony (in-season monitoring) s prahovou hodnotou $AD/AB < 0,90$, při kterém včasné zahájení intervence vedlo k rozlišitelnému zlepšení poměru (Wollin et al., 2018). Na rozdíl od naší práce však autoři neaplikovali jednotnou intervenci, ale využili průběžné sledování a individualizované zásahy. Jejich výsledky proto pravděpodobně odrážejí spíše kombinaci sezónní adaptace a řízení tréninkové zátěže, než vliv jednotného programu.

Z praktického hlediska lze poměr AD/AB chápat spíše jako orientační ukazatel svalové rovnováhy než jako přímý projev silové adaptace, podobně jako u poměru H/Q. Pokud dochází k paralelnímu rozvoji adduktorů i abduktorů, projeví se změny především v absolutní síle, zatímco samotný poměr zůstává stabilní. V tomto smyslu má AD/AB poměr praktický význam jako prahový indikátor, který umožňuje včas reagovat na pokles pod kritickou hodnotu (např. $< 0,80$). U jedinců s vyrovnaným vstupním poměrem lze proto v krátkodobém horizontu očekávat spíše jeho udržení, zatímco přínos specifické intervence se projeví v posílení absolutní výkonnosti a dalších složek fyzické připravenosti.

Naše výsledky tak naznačují, že stabilita izometrického poměru AD/AB při současném zlepšení dalších ukazatelů fyzické připravenosti může odrážet zachování svalové rovnováhy dosažené komplexním charakterem programu. Vzhledem k tomu, že výchozí hodnoty poměru byly blízké optimu, lze jeho udržení považovat za žádoucí, protože naznačuje, že tréninkový stimul nevedl k narušení proporcí mezi adduktory

a abduktory. Tento výsledek lze v kontextu vojenské přípravy považovat za prakticky relevantní a akceptovatelný.

6.4.4 Shrnutí ukazatelů silové připravenosti a svalové rovnováhy

Specifický pohybový program vedl k rozlišitelnému zvýšení 1RM BS, což potvrzuje jeho efektivitu i v krátkém šesti týdenním horizontu. Naopak u funkčního poměru H/Q ani izometrického poměru AD/AB se neukázalo rozlišitelné zlepšení, především vzhledem k již adekvátním výchozím hodnotám obou ukazatelů. Stabilita těchto poměrů bez známek zhoršení lze proto vnímat jako pozitivní výsledek, zejména v kombinaci s nárůstem absolutní i relativní síly. Z praktického hlediska lze konstatovat, že specifický pohybový program přispěl k posílení výkonových předpokladů při současném zachování svalové rovnováhy, což zvyšuje jeho aplikační hodnotu v kontextu vojenské přípravy.

6.5 Propojení kinetických, kinematických parametrů dopadu a ukazatelů silové připravenosti a svalové rovnováhy

Po absolvování šestitýdenního specifického pohybového programu byly u vojenského personálu zaznamenány rozlišitelné změny v biomechanických a silových ukazatelích, zatímco ostatní parametry vykazovaly stabilitu bez známek zhoršení. Výsledky vycházejí z modelu hodnotícího efekt Skupina * Čas v agregaci napříč výškou dopadu a zátěží. U proměnných vyhodnocovaných pro obě dolní končetiny byl navíc faktor *Končetina* modelován jako vnitrosubjektový a testována interakce *Skupina * Čas * Končetina*.

Pk vGRF klesla o ~16,7 % ($p < 0,001$; $|d| = 1,28$) a TTS vGRF se prodloužila o ~13,4 % ($p < 0,001$; $|d| = 0,78$). Kolenní flexe se zvětšila o ~6,3 % ($p < 0,001$; $|d| = 0,71$), což naznačuje přechod k „měkčímu“ a biomechanicky výhodnějšímu brzdnému vzorci. Dynamický valgus kolenního kloubu se jako celek nezměnil ($p = 0,124$), avšak třicestná interakce (Skupina * Čas * Končetina; $p = 0,009$) ukázala dílčí posun pravé DK k neutrálnější ose ($p < 0,001$; $|d| = 0,35$). 1RM BS vzrostl o ~5,8 % ($p < 0,001$; $|d| = 1,77$), zatímco H/Q ($p = 0,175$) i AD/AB ($p = 0,711$) zůstaly bez rozlišitelných změn.

Tyto výsledky lze mechanisticky interpretovat jako projev změny dopadové strategie směrem k „měkčí“ brzdné fázi zaznamenané v sagitální rovině, kdy větší kolenní flexe při dopadu pravděpodobně souvisí s delší brzdou fází a efektivnějším rozložením impulsních sil. Zvýšená sagitální flexe tak může snižovat okamžitou (efektivní) rotační tuhost segmentového řetězce, čímž se impuls rozkládá do delšího časového intervalu ($\Delta t \uparrow$), což podle biomechanických principů vede ke snížení vrcholové vertikální reakční síly ($F_{\max} \downarrow$) (McNitt-Gray, 1991; Wallace et al., 2010). Delší TTS vGRF tak může odrážet prodloužené „doznění“ ke stabilnímu stoji, nikoli nutně zhoršenou posturální kontrolu, ale spíše adaptivní reorganizaci stabilizační strategie. Tento profil účinku se projevil nejvíce při vyšší mechanické náročnosti (75 cm, přidaná výstroj), což podporuje interpretaci o funkční adaptaci. Vojáci zvládali náročnější dopady s menší vrcholovou silou bez zhoršení frontální pozice (Brown et al., 2016; Merrigan et al., 2022; Sell et al., 2010).

Tento efekt byl pravděpodobně podmíněn současným nárůstem maximální síly, která poskytla potřebnou kapacitní rezervu pro realizaci „měkčího“ dopadu. Vyšší úroveň síly dolních končetin, zejména extenzorového řetězce, mohla umožnit kontrolovanější

průběh úhlového momentu v kolenním a kyčelním kloubu při stejném či vyšším externím zatížení. Vojáci s vyšší 1RM BS tak pravděpodobně lépe absorbovali dopad i při nesení dodatečné zátěže (21,45 kg) a využívali hlubší sagitální strategii bez rizika kolapsu osy či ztráty excentrické kontroly. Pozorovaný pokles Pk vGRF je v souladu s předchozími studiemi, které uvádějí, že vyšší silová kapacita umožňuje efektivnější absorpci dopadových sil (Cormie et al., 2010; Wilk et al., 2020; Yi et al., 2024).

Na rozdíl od zlepšení v sagitální rovině se ve frontální kinematice výraznější změny neprojevily, což naznačuje odlišnou povahu adaptační odpovědi. Absence rozlišitelné změny DVK při současném zlepšení sagitální kinematiky ukazuje na specifitu efektu, kdy program posílil efektivní tuhost (mechanickou kontrolu) v sagitální rovině (flexe ↑), ale neobsahoval dostatek prvků, které obvykle ovlivňují frontální kinematiku (systematickou zpětnou vazbu, cílené perturbace nebo úlohy s řízenou kontrolou valgózního kolapsu) (Mohammadyari et al., 2023; Palmer et al., 2015). Výchozí odchylka ve frontální rovině byla navíc relativně malá (na levé DK ~10–11°), takže prostor pro zlepšení byl omezený. Výška dopadu a přidaná zátěž byly spojeny se zvýšením DVK, avšak ani v těchto náročných podmínkách nedošlo ke zhoršení oproti PRE, což podporuje interpretaci, že specifický pohybový program pravděpodobně přispěl ke zlepšení kontroly pohybu v sagitální rovině a napomohl udržení stability ve frontální rovině (Sahabuddin et al., 2021).

Stejně tak i ukazatele svalové rovnováhy zůstaly po programu stabilní. Funkční poměr H/Q se rozlišitelně nezměnil. Hodnoty se pohybovaly v blízkosti doporučené hranice kolem 1,0 (Dorgo et al., 2012; Holcomb et al., 2007; Mjøltnes et al., 2004; Ruas et al., 2019b). Tento výsledek lze vysvětlit krátkým trváním programu a relativně malým důrazem na excentrické zatížení, které je pro posun tohoto ukazatele klíčové. Nicméně stabilita H/Q je prakticky pozitivní, protože ukazuje, že intervence zachovala rovnováhu mezi hamstringy a kvadricepsy i při současném nárůstu síly a změně dopadové strategie. Stejný obraz se projevil také u izometrického poměru AD/AB. Hodnoty se od počátku pohybovaly kolem 1,0 a během programu se rozlišitelně nezměnily. Vzhledem k tomu, že výchozí stav odpovídal optimálnímu rozmezí, byl prostor pro další zlepšení omezený (Cashman, 2012). Zachování rovnováhy mezi adduktory a abduktory lze proto hodnotit také pozitivně, protože program pravděpodobně přispěl ke zvýšení výkonových předpokladů bez narušení svalové symetrie. Tyto stabilní poměrové ukazatele lze vnímat jako ochranný mechanismus vůči potenciálním dysbalancím (Rodriguez, 2020; Wollin et al., 2018). Specifický pohybový program zvýšil maximální sílu (1RM BS)

a změnil strategii (flexe ↑, Pk vGRF ↓), aniž by narušil laterální rovnováhu či poměr mezi zadním svalovým řetězcem a kvadricepsy.

Celkově výsledky naznačují, že program mohl přispět ke zlepšení parametrů dopadu a maximální síly při současném zachování svalové rovnováhy, což lze považovat za prakticky relevantní zjištění pro vojenskou populaci.

6.6 Tělesné složení a minerální hustota kostí

6.6.1 Subtotální beztuková (svalová) hmota

Naše výsledky jsou v souladu s hypotézou o zachování Subtot lean. V I skupině zůstala Subtot lean po 6 týdnech stabilní ($+0,5 \%$; $p = 0,622$; $|d| = 0,35$), zatímco v K skupině došlo k poklesu o $-4,4 \%$ ($p < 0,001$; $|d| = 3,14$). Hlavní efekt času byl sice rozlišitelný (napříč skupinami, $p < 0,001$), ale především díky změně v K skupině. Přímé porovnání skupin v POST nebylo statisticky rozlišitelné ($p = 0,280$), avšak byla zaznamenána věcná rozlišitelnost ($|d| = 4,53$). Je však nutné upozornit, že extrémní hodnoty Cohena d (3,14 a 4,53) neodrážejí skutečnou velikost efektu, nýbrž vznikly v důsledku velmi malé reziduální směrodatné odchylky modelu ($SD_{\text{residual}} = 921 \text{ g}$) a mimořádně vysoké vnitrotřídní shody ($ICC = 0,985$). To znamená, že intraindividuální variabilita byla minimální, a proto i malé rozdíly mezi měřeními vedly k numericky nadhodnoceným hodnotám d . Z biologického hlediska odpovídají pozorované změny přibližně 4 % celkové svalové hmoty, tedy stabilitě v I skupině a úbytku v K skupině. Tento výsledek potvrzuje, že použitý pohybový program byl dostatečně účinný k udržení Subtot lean během šesti týdnů intervence.

Tento obraz je konzistentní s literaturou krátkodobých programů, kde síla narůstá, zatímco Subtot lean se zpravidla nemění nebo roste jen nepatrně. V šestitýdenním progresivním silovém programu ($3 \times$ týdně) došlo k nárůstu 1RM BS ($p < 0,05$), avšak bez statisticky rozlišitelných změn svalové hmoty ($p > 0,05$) (Monikh et al., 2015). Podobně další šestitýdenní intervence vedla pouze k mírnému, avšak statisticky rozlišitelnému nárůstu Subtot lean ($\sim +1,5$ – $1,9 \%$; $p < 0,05$) (Zuo et al., 2022). Podobný obraz krátkodobých změn potvrzuje studie, v níž u rekreačně trénovaných mužů po 6 týdnech periodizovaného tréninku zaměřeného na dřepy $2 \times$ týdně (55 – 90% 1RM) vzrostl 1RM BS v obou tréninkových skupinách ($p < 0,05$). Ve skupině se zařazenou vibrační stimulací byl nárůst už po 3 týdnech $\approx 10,1 \%$ a mezi 3.–7. týdnem dalších $\approx 4,82 \%$, tedy celkem mezi týdnem 1 a 7 $\approx 15,43 \%$. Nicméně byl zaznamenán pouze praktický trend k růstu Subtot lean ($\approx 2,54 \%$; $p > 0,05$) (Lamont et al., 2011).

Dlouhodobější perspektivu přidává 22týdenní studie u vojenských kadetů (Øfsteng et al., 2024). Autoři sice uvádějí subtotální beztukovou (svalovou) hmotu pouze deskriptivně, avšak ze zveřejněných údajů lze usuzovat, že v průběhu programu nedošlo v žádné skupině k rozlišitelné změně (vše $p > 0,4$). Obě tréninkové skupiny ($(70$ – 80% vs. 30 – 50% 1RM)) si udržely stabilní hodnoty svalové hmoty, zatímco

největší zlepšení se projevilo v ukazatelích síly během prvních deseti týdnů. Tyto výsledky tedy naznačují, že v časovém horizontu přibližně šesti týdnů má silový trénink spíše ochranný efekt, což odpovídá našemu zjištění o zachování Subtot lean v intervenční skupině při poklesu v kontrolní skupině.

Jedním z možných modifikujících faktorů může být výživa. V našem projektu nebyl příjem energie ani bílkovin sledován, nelze tedy určit, zda pozorované změny byly ovlivněny rozdílným nutričním režimem participantů. Přesto lze z literatury usuzovat, že adekvátní příjem bílkovin může krátkodobé adaptační změny podpořit. Například u starších bývalých vojáků vedl osmitýdenní silový trénink při vyšším příjmu bílkovin ($1,6 \text{ g} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{den}^{-1}$) oproti $0,8 \text{ g} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{den}^{-1}$ k vyšším přírůstkům Subtot lean (1,3 kg vs. 0,7 kg; $p = 0,008$) (Bagheri et al., 2023). Tato zjištění naznačují, že nutriční stav může rozlišitelně ovlivňovat rozsah tréninkové adaptace, zejména při zvýšeném energetickém výdeji vyvolaném zátěží.

Z dostupných dat lze usuzovat, že krátkodobé silové programy bez zajištěného vyššího proteinového příjmu mají spíše ochranný než hypertrofický efekt na Subtot lean, zatímco pro dosažení výraznější hypertrofie v horizontu 6–8 týdnů je nezbytný i adekvátní nutriční režim. V našem případě však nebyl cílem zvýšení svalové hmoty, ale zlepšení funkční kapacity při současné optimalizaci tělesné kompozice. Tedy zachování Subtot lean a případné snížení Wbtot Pfat. Stabilní hodnoty Subtot lean v kombinaci s nárůstem síly proto pravděpodobně odrážejí efektivní neuromuskulární adaptaci, přičemž nutriční stav mohl ovlivnit rychlost regenerace a rozsah adaptační odpovědi. V prostředí vojenského výcviku, kde nelze vždy zajistit optimální výživu, lze zachování Subtot lean považovat za žádoucí výsledek intervence. Tento výsledek současně podporuje význam pravidelného silového tréninku (alespoň 2–3 jednotky týdně) jako udržovací strategie.

Celkově tedy šestitýdenní specifický program pravděpodobně přispěl k udržení svalové hmoty, což je prakticky relevantní.

6.6.2 Celkový podíl tělesného tuku

Naše výsledky směrově podporují hypotézu o snížení Wbtot Pfat po šestitýdenní intervenci. V I skupině došlo ke statisticky rozlišitelnému poklesu o 0,58 % ($p < 0,001$; $|d| = 0,89$), zatímco v K skupině k výraznému nárůstu o 3,13 % ($p < 0,001$; $|d| = 4,84$). Hlavní efekt času byl sice rozlišitelný (napříč skupinami, $p < 0,001$), avšak především vlivem změny v K skupině. Pokles v I skupině však nedosáhl předem stanovené hranice věcné významnosti ($|d| > 0,91$), proto výsledky nejsou zcela v souladu s hypotézou, ale spíše směrově konzistentní (po intervenci méně Wbtot Pfat). Podobně jako u Subtot lean (viz 6.6.1) je však třeba upozornit, že extrémní hodnoty Cohena d , u K skupiny vycházející z velmi malé reziduální směrodatné odchylky ($SD_{\text{residual}} = 0,647$) a vysoké vnitrotřídní shody ($ICC = 0,974$), nelze považovat za přímý biologický odraz velikosti efektu.

Krátkodobý, šestitýdenní charakter změn v tukové tkáni koresponduje s dostupnou literaturou. U mužů bylo po obdobně dlouhém silovém tréninku pozorováno statisticky rozlišitelné snížení Wbtot Pfat o přibližně 2,4 % ($p < 0,01$) (Zuo et al., 2022). Naopak při šestitýdenním periodizovaném tréninku zaměřeném na dřepy (55–90 % 1RM; 2× týdně) nebyla zjištěna rozlišitelná změna celkového Wbtot Pfat ($p > 0,05$), a pouze malý pokles se projevil u dolních končetin ($p = 0,039$) (Lamont et al., 2011). Tyto práce tedy naznačují, že v horizontu šesti týdnů lze u srovnatelné populace očekávat pouze malé, často hraniční změny ve Wbtot Pfat.

Dlouhodobější perspektivu přidává dvaadvacetitýdenní studie u vojenských kadetů (Øfsteng et al., 2024). Autoři sice uvádějí pouze absolutní hodnoty celkového podílu tělesného tuku (kg), nicméně po přepočtu na relativní hodnoty (% tuku) je patrný směrový pokles v obou zátěžových režimech. Při cvičení s vyšší intenzitou (70–80 % 1RM) i nižší intenzitou (30–50 % 1RM) došlo k redukci přibližně o 1–1,3 %, přičemž největší změny byly zaznamenány v prvních deseti týdnech programu ($p = 0,024$). V závěrečné fázi pohybového programu se hodnoty stabilizovaly, což naznačuje spíše udržení dosažené adaptace než pokračující pokles ($p = 0,061$). Tento vývoj je v souladu s našimi pozorováními z kratší, šestitýdenní intervence, kde se projevil obdobný směr změn. Tedy mírná redukce, ale bez dosažení věcně rozlišitelného efektu. Zdá se proto, že naše výsledky zachycují počáteční fázi adaptačního trendu, který by se při delším trvání programu mohl projevit výraznější redukcí Wbtot Pfat.

Vojenský kontext dále dokresluje studie finských vojenských rekrutů, v níž byl pozorován postupný pokles Wbtot Pfat v I skupině z 15,8 % na 15,4 % po 10 týdnech a na 15,2 % po 19 týdnech. Nicméně interakce Skupina * Čas nebyla statisticky rozlišitelná ($p = 0,344$; $p = 0,236$). Autoři uvádějí, že hlavní adaptační změny nastaly přibližně do desátého týdne programu (Helén et al., 2023). Tato zjištění dále podporují předpoklad, že v časovém horizontu šesti až deseti týdnů lze u vojenské populace očekávat spíše omezené, avšak směrově příznivé změny v tělesném složení. Výživa může tento proces dále modifikovat, zejména z hlediska příjmu energie a bílkovin (Bagheri et al., 2023), nicméně v kontextu vojenské přípravy by výraznější kalorický deficit mohl současně ohrozit zachování Subtot lean i silový výkon (Nindl et al., 2007).

Celkově lze uvažovat, že šestitýdenní specifický pohybový program přispěl k omezení nárůstu Wbtot Pfat. Výsledky tedy naznačují směrově příznivý vliv intervence.

6.6.3 Celotělová minerální hustota kostí

Naše výsledky jsou v souladu s hypotézou, že šestitýdenní specifický pohybový program neovlivní celotělovou minerální hustotu kostí (Wbtot BMD). V I skupině zůstala hodnota beze změny ($1,22 \rightarrow 1,22 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$), zatímco v K skupině byl zaznamenán pouze marginální posun ($1,20 \rightarrow 1,21 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$). Hlavní efekty *Skupina* ($p = 0,406$) i *Čas* ($p = 0,640$) nebyly statisticky rozlišitelné, stejně jako jejich interakce *Skupina * Čas* ($p = 0,099$).

Tento výsledek odpovídá předchozím zjištěním, podle nichž po šesti týdnech silového tréninku nebyla zjištěna žádná změna celotělové minerální hustoty kostí, přičemž interakce *Skupina * Čas* ($p = 0,949$), ani hlavní efekty *Čas* ($p = 0,652$) a *Skupina* ($p = 0,062$) nebyly statisticky rozlišitelné, a totéž platilo i pro segmentové hodnoty Wbtot BMD horních a dolních končetin ($p = 0,989$; $p = 0,495$). Tyto výsledky zároveň potvrzují, že detekovatelné změny minerální hustoty kostí se obvykle objevují až po delším trvání intervence, přibližně po 4–8 měsících či déle (Herda & Nabavizadeh, 2023). Podobný obraz byl zaznamenán také u vojenských kadetů, kteří absolvovali osm týdnů kombinovaného programu zahrnujícího intervalový běh, posilování a vytrvalostní zátěž dvakrát týdně. Na dominantní kyčli bylo pozorováno pouze velmi malé zvýšení minerální hustoty kostí, přičemž u celkové oblasti kyčle a krčku stehenní kosti byla interakce *Skupina * Čas* statisticky rozlišitelná ($p \leq 0,02$), zatímco oblast trochanteru zůstala beze změny ($p = 0,39$). Ostatní celotělové i segmentové ukazatele Wbtot BMD se nezměnily ($p \geq 0,15$). Autoři zároveň upozorňují, že zaznamenaný nárůst na kyčli představoval pouze přibližně +0,8 %, tedy hodnotu ležící na hranici přesnosti metody DXA ($\sim 0,9$ %). Z praktického hlediska proto tato zjištění naznačují, že k dosažení biologicky relevantní změny by bylo zapotřebí delšího intervenčního období nebo cílenějšího osteogenního podnětu (Baker et al., 2022).

K detekovatelným změnám Wbtot BMD je pravděpodobně zapotřebí delší a systematicky periodizované zatížení. Například devítiměsíční nelineárně periodizovaný silový program u zdravých dospělých (20–26 let) vedl ke zvýšení Wbtot BMD přibližně o 0,5 % u mužů ($p = 0,045$) a o 0,8 % u žen ($p < 0,001$) (Dunn-Lewis et al., 2015). Podobně 24týdenní program založený na základních vícekloubových cvicích (např. dřep, mrtvý tah) způsobil u mladých mužů nárůst Wbtot BMD napříč sledovanými lokalitami o $\sim 2,7$ – $7,7$ % ($p < 0,05$) (Almstedt et al., 2011). Tato zjištění ukazují,

že teprve dlouhodobější a progresivní silový trénink je schopen vyvolat osteogenní odpověď přesahující měřicí chybu metody DXA.

Krátké, šesti až osmitýdenní intervence často nepřekročí prahovou hodnotu nejmenší významné změny danou přesností metody DXA, která se pohybuje v rozmezí 1–3 % pro Wbtot BMD (Cummings et al., 2002; Hind et al., 2010). Proto se i biologicky reálný efekt v tak krátkém období obtížně projeví jako statisticky či věcně významný.

Naše průměrné vstupní hodnoty Wbtot BMD (I skupina $1,22 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$; K skupina $1,20 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$) odpovídaly referenčním hodnotám mladých zdravých mužů (Rondanelli et al., 2022) a byly v souladu s mezinárodními daty (Xue et al., 2021). Všichni participanté se nacházeli v pásmu fyziologické normy ($T\text{-score} \geq -1,0$), což ukazuje, že sledovaný soubor nebyl ohrožen nízkou kostní densitou. Zařazení Wbtot BMD do hodnocení mělo v našem případě tedy především kontrolní charakter. Cílem nebylo prokázat nárůst kostní density, ale ověřit, že zvýšená zátěž nevede k jejímu poklesu. Tento přístup umožňuje sledovat integritu kostí v podmínkách vojenského výcviku, který je spojen s opakovanou zátěží, přetížením a někdy i nutričním omezením (Casez et al., 1995).

Celkově lze konstatovat, že šestitýdenní specifický pohybový program nevedl ke změnám Wbtot BMD. Hodnoty zůstaly stabilní jak v I, tak v K skupině, což odpovídá očekávanému časovému rámci kostní adaptace. Z praktického hlediska lze tento výsledek chápat jako ukazatel stabilní kostní density v krátkodobém horizontu bez známek negativního trendu.

6.6.4 Shrnutí tělesné složení a minerální hustota kostí

V parametrech tělesného složení a minerální hustoty kostí nebyly po šesti týdnech zaznamenány rozlišitelné změny. Svalová hmota zůstala v I skupině stabilní, zatímco v K skupině mírně klesla. Wbtot Pfat v I skupině se směrově snížil, avšak bez dosažení věcné rozlišitelnosti, zatímco v K skupině statisticky rozlišitelně vzrostl. Minerální hustota kostí zůstala v obou skupinách beze změn, což odpovídá očekávanému časovému rámci kostní adaptace. Celkově lze konstatovat, že výsledky naznačují krátkodobou stabilitu tělesné kompozice i minerální hustoty kostí, bez známek degradačních změn. Tento výsledek lze považovat za žádoucí z hlediska zachování fyzické připravenosti vojenského personálu.

6.7 Propojení kinetických, kinematických parametrů dopadu a ukazatelů silové připravenosti a svalové rovnováhy

Šestitýdenní specifický pohybový program u vojenského personálu byl spojen s poklesem Pk vGRF (~16,7 %), prodloužením TTS vGRF (~13,4 %), zvětšením kolenní flexe (~6,3 %) a nárůstem maximální síly (1RM BS ~5,8 %), zatímco DVK, funkční poměr H/Q a poměr AD/AB zůstaly stabilní. Tento profil ukazuje pravděpodobný posun dopadové strategie směrem k efektivnější kontrole pohybu v sagitální rovině, kdy větší kolenní flexe může prodlužovat brzdňou fázi a tím snižovat i vrcholové dopadové síly (McNitt-Gray, 1991; Wallace et al., 2010).). Efekt se nejvýrazněji projevil při vyšší mechanické náročnosti (dopady ze 75 cm s přidanou výstrojí), což posiluje jeho praktickou relevanci v armádním prostředí (Brown et al., 2016; Merrigan et al., 2022; Sell et al., 2010). Změny lze interpretovat jako výsledek synergického působení nárůstu maximální síly, který poskytl kapacitní rezervu pro kontrolovanější dopad rozložením sil v brzdě fázi (Cormie et al., 2010; Wilk et al., 2020; Yi et al., 2024), a skokových úloh programu, jež pravděpodobně modifikovaly motorickou strategii dopadu. Absence rozlišitelné změny DVK naznačuje specifitu adaptačních drah a podporuje předpoklad, že cílené ovlivnění frontální roviny vyžaduje systematickou zpětnou vazbu a perturbace (Mohammadyari et al., 2023; Palmer et al., 2015). Stabilita H/Q i AD/AB poměru ukazuje, že intervence podpořila výkonové předpoklady bez narušení svalové rovnováhy (Cashman, 2012; Rodriguez, 2020; Wollin et al., 2018).

Tělesné složení a minerální hustota kostí představovaly ve studii spíše doplňkový, kontrolní rámec než přímý mechanismus pozorovaných změn. V průběhu šesti týdnů se projevila stabilita Subtot lean a absence nárůstu Wbtot Pfat, což lze považovat za žádoucí stav podporující udržitelnost silového výkonu a neuromuskulární funkce (Lamont et al., 2011; Øfsteng et al., 2024; Zuo et al., 2022). Minerální hustota kostí zůstala beze změn, což odpovídá očekávání danému krátkým časovým rámcem a prahem detekovatelné změny metody DXA (Cummings et al., 2002; Herda & Nabavizadeh, 2023; Hind et al., 2010). Tyto výsledky tedy nenaznačují přímý podíl kompozičních faktorů na mechanických změnách, ale naznačují stabilitu organismu bez známek nežádoucích adaptačních efektů.

Celkově program změnil strategii dopadu ve prospěch nižších vrcholových sil při vyšší kontrole pohybu v sagitální rovině, bez negativních změn ve svalové rovnováze a bez nepříznivých změn tělesného složení či minerální hustoty kostí, což zvyšuje jeho implementační hodnotu v armádní praxi.

6.8 Kritická analýza a aplikační aspekty intervenčního pohybového programu

Navržený šestitýdenní specifický pohybový program představoval prakticky realizovatelný model silově-kondiční intervence v podmínkách výcviku AČR. Jeho struktura vycházela z požadavků vojenské fyzické připravenosti a respektovala omezené časové a materiální možnosti běžných organizačních armádních celků. Cílem bylo vytvořit takový tréninkový rámec, který bude možné bezpečně a jednotně aplikovat na úrovni družstva či čety bez nutnosti náročné individualizace nebo speciálního vybavení.

Program byl koncipován tak, aby jeho realizace nevyžadovala žádné specializované tréninkové vybavení a mohla být provedena s využitím standardní vojenské výstroje a dostupným vybavením armádních útvarů. Jako externí zátěž byla využívána balistická vesta a vojenský batoh, které umožňovaly modulaci zatížení pomocí improvizovaných závaží, například PET láhvi s vodou nebo pytlů s pískem. Stejný princip byl uplatněn i při dopadových úlohách, kde byly místo plyometrických boxů využity běžné pevné prvky výcvikového prostředí, jako lavičky nebo dřevěné bedny. Takto nastavený materiálně-technický rámec zachovává vysokou míru specifity vojenského prostředí, minimalizuje finanční náklady a zároveň zajišťuje reálnou opakovatelnost programu v různých útvarových podmínkách armády.

6.8.1 Organizační a metodická omezení aplikace v armádních podmínkách

Praktická implementace podobných tréninkových programů v podmínkách vojenského výcviku je běžně ovlivněna organizačními a časovými limity. Tréninkové jednotky obvykle probíhají ve větších skupinách (např. družstvo nebo četa) v pevně stanoveném časovém rámci, který zahrnuje úvodní rozcvičení, hlavní tréninkový blok a závěrečnou část zaměřenou na zklidnění, kompenzační a protahovací cvičení. Takové podmínky přirozeně omezují rozsah individuální zpětné vazby a možnost detailní korekce techniky provedení.

Z hlediska výběru cvičení a tréninkových forem je nezbytné, aby byl program přizpůsobitelný a metodicky bezpečný. Tedy aby zahrnoval úlohy s jasně definovanou technikou, postupnou progresí obtížnosti a řízeným zvyšováním zatížení. Tento princip umožňuje minimalizovat riziko poranění i při použití náročnějších pohybových úloh, jako jsou dopady z výšky nebo cvičení s přidanou zátěží. Vhodné jsou především vícekloubové funkční pohyby (např. dřepy, výpady, výskoky, dopady, stabilizační

cvičení), které lze efektivně provádět i v omezených prostorových a materiálních podmínkách.

Takto koncipovaný přístup odpovídá reálným možnostem většiny vojenských útvarů, kde je individualizace výcviku limitována počtem instruktorů, dostupným vybavením a časovým plánem jednotky. I přes tato omezení lze považovat skupinově vedený, jednoduše kontrolovatelný tréninkový model za prakticky použitelný a operačně použitelný, což zvyšuje jeho aplikační význam pro vojenské prostředí.

6.8.2 Možnosti individualizace a doplňkového tréninku

I když skupinově vedený integrovaný program vykázal příznivý trend ve změnách několika biomechanických a neuromuskulárních ukazatelů, jeho potenciál mohl být omezen absencí individualizované zpětné vazby a cílených perturbací. Tyto složky hrají důležitou roli při rozvoji sensorimotorické kontroly a specifických adaptačních vzorců.

Z praktického hlediska by proto bylo vhodné doplnit základní skupinový program o individuální doplňkový trénink zaměřený na kompenzaci zjištěných slabin. Takový doplňkový modul by mohl obsahovat.

- cvičení na neuromuskulární kontrolu kolenního a kyčelního kloubu (např. feedback-based výpady, drop landings se zrcadlovou kontrolou),
- propioceptivní a pertubace-based prvky (nestabilní plochy, změny směru pohybu, nečekané vizuální podněty),
- asymetrické silové úlohy pro posílení unilaterální stability (např. single-leg squat, step-down, výpady ve směru diagonál).

Z organizačního hlediska je však dlouhodobá implementace individualizovaného přístupu v podmínkách hromadného výcviku reálně limitována. Udržitelnějším řešením je proto začlenění těchto cvičení do samostatné doplňkové části fyzické přípravy, kterou mohou vojáci provádět individuálně mimo hlavní rámec výcviku. Tento model respektuje organizační realitu útvarového prostředí, zachovává jednotnost hlavního programu a současně umožňuje vojákům cíleně rozvíjet oblasti, ve kterých se u nich projevují největší pohybové deficity.

6.8.3 Shrnutí aplikačních doporučení

Navržený tréninkový koncept představuje prakticky realizovatelný kompromis mezi vědeckými principy a reálnými podmínkami výcviku AČR. Přestože postrádal prvky individualizace, ukázal příznivý trend u vybraných biomechanických ukazatelů při zaznamenání dopadových sil kinematických ukazatelů při seskoku z výšky a tělesného

složení, zatímco změny minerální hustoty kostí zůstaly vzhledem ke krátkému trvání intervence zanedbatelné.

Na základě těchto zjištění lze pro další implementaci programu v rámci AČR doporučit rozšířit metodické materiály o návody pro individuální korekci techniky, například formou video-feedbacku, self-monitoringu či jednoduchých screeningových testů, které umožní vojákům lépe kontrolovat kvalitu pohybového provedení. Současně lze uvažovat o vytvoření modulární verze programu, která by kombinovala skupinový základ s individuálními doplňky přizpůsobenými specifickým potřebám jednotlivých vojáků. Tento přístup by umožnil zachovat organizační efektivitu skupinového výcviku, ale zároveň podpořil cílený rozvoj v oblastech, kde se nejvíce projevují individuální rozdíly v pohybových stereotypch a neuromuskulární stabilitě.

Z praktického hlediska tak lze konstatovat, že i za podmínek omezených personálních a materiálních zdrojů je možné realizovat program, který podporuje žádoucí změny v pohybových vzorcích a přispívá ke snížení rizika přetížení dolních končetin. Do budoucna by další rozvoj směrem k větší individualizaci mohl dále zvýšit efektivitu programu, zejména v oblasti kinematických korekcí a neuromuskulární stability.

6.9 Limitace provedeného projektu

6.9.1 Nerovnováha velikosti skupin a její dopad na modelové odhady

Specifickou limitací této studie byla nerovnováha počtu participantů mezi I ($n = 44$) a K skupinou ($n = 19$). Ačkoli lineární smíšené modely (LMM) umožňují analýzu dat s nerovnoměrným počtem pozorování, tato disproporce mohla ovlivnit přesnost odhadů fixních i náhodných efektů (Candel & Van Breukelen, 2009; Eßer et al., 2021). Větší skupina má v rámci LMM vyšší váhu při výpočtu parametrů modelu, což může vést k mírnému zkreslení směrem k datům I skupiny (Candel & Van Breukelen, 2010). Současně menší počet pozorování v K skupině zvyšuje směrodatné chyby odhadů a snižuje přesnost kontrastů, zejména v rámci interakce *Skupina * Čas* (Eßer et al., 2021).

Nižší počet probandů v K skupině mohl rovněž omezit spolehlivost odhadu variability náhodné konstanty (*intercept*, random effect) a tím i přesnost reziduální směrodatné odchylky modelu (Candel & Van Breukelen, 2009). Tento faktor mohl mít nepřímý vliv na hodnoty Cohena d , které jsou citlivé na velikost reziduální variance (Wu et al., 2014). V důsledku toho je třeba interpretovat efektové velikosti a intervaly spolehlivosti s určitou opatrností, neboť nerovnováha skupin mohla přispět k mírné nejistotě odhadů skutečné velikosti efektu.

Nerovnováha vznikla z praktických důvodů při realizaci testovacího protokolu v podmínkách Armády České republiky. Měření bylo pevně naplánováno v rámci výcvikového cyklu jednotlivých útvarů, avšak do jeho průběhu zasáhly služební povinnosti části vojáků, jejichž účast nebylo možné organizačně ani časově nahradit. Z tohoto důvodu nebylo možné zajistit rovnoměrné zastoupení participantů v obou skupinách. S tímto omezením však bylo při statistickém zpracování dat počítáno a použitý model byl zvolen tak, aby byl vůči nerovnováze odolný (Shi & Lee, 2018).

Přestože byl zvolený model z hlediska robustnosti vhodný, je vhodné tuto nerovnováhu považovat za metodické omezení, které mohlo snížit sílu testu (power) a částečně ovlivnit stabilitu výsledků post hoc analýz (Agbangba et al., 2024). Tato limitace však pravděpodobně neovlivnila hlavní směry zjištěných trendů ani celkové závěry práce.

6.9.2 Absence randomizace při rozdělení skupin

Dalším omezením této studie byla absence plné randomizace při rozdělení participantů do I a K skupiny. Randomizaci nebylo možné provést z organizačních důvodů, protože rozdělení účastníků muselo respektovat plán výcviku a služební povinnosti jednotlivých útvarů AČR. Z praktického hlediska tak nebylo možné provést náhodné přiřazení ani zajistit rovnoměrné zastoupení všech jednotek v obou skupinách.

Nerandomizované přiřazení mohlo vést k částečné nerovnosti výchozích charakteristik mezi skupinami, především v oblastech tělesného složení těla nebo úrovně motorických schopností. Riziko těchto rozdílů bylo omezeno výběrem relativně homogenní populace fyzicky aktivních vojáků a kadetů s obdobnou věkovou strukturou a lékařskou klasifikací (Ledford, 2018).

Z metodického hlediska byla absence randomizace zohledněna při volbě lineárního smíšeného modelu, který umožňuje kontrolovat interindividuální variabilitu a zahrnout náhodné efekty jednotlivců (Sidani & O'Rourke, 2022). Přesto však nelze zcela vyloučit, že určité nepozorované faktory (např. specifické složení jednotek nebo úroveň motivace během výcviku) mohly částečně ovlivnit výsledky (Kratochwill & Levin, 2025).

Toto omezení je nutné interpretovat v kontextu organizačních podmínek vojenského prostředí, které neumožňovaly plnou randomizaci bez narušení plánovaných úkolů a služebních povinností. Celkově lze proto absenci randomizace považovat za metodickou limitaci, která mohla mírně snížit interní validitu, nikoli však zpochybnit hlavní závěry studie (McKee et al., 1999).

6.9.3 Krátké trvání specifického pohybového programu

Následným omezením tohoto disertačního projektu bylo šestitýdenní trvání specifického pohybového programu. Tato délka představovala vědomý kompromis mezi možnostmi vojenského výcviku a potřebou zajistit dostatečnou dobu pro vznik časných fyziologických adaptací. Šest týdnů je obecně považováno za minimální období, během něhož lze pozorovat rozlišitelné změny v oblasti neuromuskulární aktivity a silových schopností (Jenkins et al., 2016), a v některých případech i počáteční trend nárůstu Subtot lean či mírné změny v Wbtot Pfat (Paoli et al., 2012; Walker & Häkkinen, 2014).

Naopak výraznější strukturální adaptace, jako je hypertrofie svalových vláken, vyžadují obvykle alespoň 10–12 týdnů tréninku (Deschenes & Kraemer, 2002;

Walker & Häkkinen, 2014), zatímco zvýšení minerální hustoty kostí se objevuje typicky až po 4–8 měsících systematického zatížení (Almstedt et al., 2011).

Vzhledem k této skutečnosti nebylo cílem projektu prokázat plně rozvinuté morfologické změny, ale sledovat trend vývoje těchto ukazatelů a ukázat, zda krátkodobá intervence nevede ke zhoršení sledovaných parametrů. Tedy ke ztrátě Subtot lean, nárůstu Wbtot Pfat či poklesu Wbtot BMD.

Lze tedy předpokládat, že šestitýdenní program byl dostatečný pro vyvolání časných nervosvalových adaptací a měl protektivní efekt ve vztahu k tělesnému složení a minerální hustotě kostí. Současně lze uvažovat, že při delším trvání by tyto směrové změny mohly přerůst v rozlišitelné strukturální adaptace.

Z metodického hlediska tak šestitýdenní trvání specifického pohybového programu nepředstavuje limitaci pro hodnocení neuromuskulárních a silových adaptací, ale omezuje možnost zachytit plně rozvinuté morfologické změny, které se projevují až při delším trvání pohybového programu. Tato skutečnost však neovlivňuje platnost zjištěných funkčních a výkonnostních efektů, ani naplnění stanovených hypotéz o zachování Subtot lean, Wbtot Pfat a Wbtot BMD.

6.9.4 Absence následného sledování (follow-up) účinků specifického pohybového programu

Absence následného sledování po ukončení intervence byla další z limitací. Nebylo proto možné posoudit, jak dlouho přetrvaly dosažené změny po ukončení šesti týdnů programu ani zda se po návratu k běžnému režimu výcviku efekt udržel, snížil nebo zcela vytratil. Tím byla omezena možnost zhodnotit retenci efektu a rozlišit mezi krátkodobou a dlouhodobou adaptací (Porter et al., 2002; Sakugawa et al., 2019; Sousa et al., 2018).

Tento limit vyplýval z organizačních a časových omezení vojenských útvarů, kde nebylo možné zajistit opakovaná měření s odstupem několika týdnů po skončení programu. Do budoucna by bylo vhodné doplnit výzkumný design o follow-up měření, které by umožnilo ověřit trvání efektu a jeho případný pokles v závislosti na délce intervence, zatížení a návratu k běžnému výcviku.

6.9.5 Nezohledněné nutriční a regenerační faktory

Za další omezení tohoto projektu lze považovat absenci kontroly nutričních a regeneračních faktorů, jako je celkový energetický příjem, příjem bílkovin, hydratace a kvalita spánku. Tyto faktory mohly ovlivnit tělesné složení, rychlost regenerace i celkovou adaptační odezvu na tréninkové zatížení.

Zejména nedostatečný příjem bílkovin mohl limitovat syntézu svalových bílkovin a tím snižovat efekt silového tréninku na hypertrofii nebo udržení svalové hmoty. Studie u vojáků i civilních populací ukazují, že vyšší denní příjem bílkovin ($\sim 1,6 \text{ g} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{den}^{-1}$) podporuje zachování či mírné zvýšení Subtot lean i během krátkodobých programů zatímco nižší příjem ($\sim 0,8 \text{ g} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{den}^{-1}$) může tyto efekty omezit (Bagheri et al., 2023). Podobně i energetická bilance a dostatečná hydratace ovlivňují změny v Wbtot Pfat, zatímco nedostatek spánku může snižovat hormonální i neuromuskulární adaptaci (Costa et al., 2022).

Toto omezení vyplývalo z charakteru vojenského prostředí, kde má každý útvar vlastní režim výcviku i stravování, takže nebylo možné zajistit jednotné nutriční ani regenerační podmínky pro všechny účastníky. Tyto rozdíly nebylo možné organizačně ovlivnit, nicméně všechny tréninkové jednotky byly plně standardizovány, probíhaly pod dohledem instruktorů a nebyly doplňovány žádnou další volní aktivitou mimo plán intervence.

Potenciální rozdíly ve výživě a regeneraci se tak mohly projevit zejména u proměnných tělesného složení (Subtot lean, Wbtot Pfat), svalových poměrů (H/Q, AB/AD) a potenciálně i u maximální síly dolních končetin (1RM BS) (Presti et al., 2024). U kinetických a kinematických ukazatelů (Pk vGRF, TTS vGRF, úhly v kolenním kloubu) by jejich vliv mohl být pouze okrajový, a to nepřímo prostřednictvím zvýšené únavy, která může krátkodobě ovlivnit silový výkon a časování pohybové reakce (Magnuson et al., 2023).

Je však důležité zdůraznit, že absence kontroly výživy a regenerace se týkala obou skupin, takže jak I, tak K skupina fungovaly v obdobném režimu běžného vojenského dne. Zařazení K skupiny tak umožnilo tyto nekontrolované faktory zohlednit nepřímo, protože působily symetricky napříč vzorkem. Tento přístup minimalizoval riziko systematického zkreslení, takže případné rozdíly se mohly projevit pouze ve zvýšené individuální variabilitě, nikoli ve zkreslení směrových efektů mezi skupinami.

Do budoucna by bylo vhodné doplnit výzkumný design o základní monitorování nutričních a regeneračních návyků, například formou záznamových dotazníků během intervence.

6.9.6 Citlivost poměrů H/Q a AB/AD na tréninkové adaptace

Za další omezení projektu lze považovat použití poměrových ukazatelů svalové síly, konkrétně poměrů H/Q (hamstrink/kvadriceps) a AD/AB (adduktory/abduktory kyčle). Tyto ukazatele vyjadřují vztah mezi antagonistickými svalovými skupinami, nikoli jejich absolutní úroveň síly. Pokud se obě svalové skupiny posílí nebo naopak oslabí ve stejné míře, mohou poměry zůstat beze změny, přestože došlo k celkovému růstu či poklesu síly (Cheung et al., 2012).

Tento princip omezuje citlivost poměrových ukazatelů na detekci tréninkových adaptací, a tedy i možnost vyvozovat závěry o změně absolutní svalové síly. Na druhou stranu tyto poměry poskytují důležité informace o rovnováze mezi svalovými skupinami a jsou vhodné zejména pro posouzení rizika zranění spojeného s výraznou nerovnováhou mezi flexory a extenzory kolenního kloubu nebo mezi adduktory a abduktory kyčle (Boden et al., 2010; Croisier et al., 2008).

V kontextu této studie tedy stabilní hodnoty H/Q a AD/AB po intervenci neznamenal absenci tréninkového efektu, ale spíše skutečnost, že intervence nevedla k narušení svalové rovnováhy a přispěla k udržení žádoucích vyvážených poměrů.

Do budoucna by bylo vhodné tyto poměrové ukazatele rozšířit o absolutní měření síly, aby bylo možné přesněji zachytit rozsah adaptace a změny svalové rovnováhy.

6.9.7 Omezená schopnost bilaterálního testu odhalit unilaterální asymetrie

Dalším metodickým omezením tohoto projektu bylo použití bilaterálního testu "Drop landing" který umožňuje hodnotit celkovou biomechaniku dopadu obou dolních končetin současně. Unilaterální testování dopadu může být citlivější k detekci asymetrií v kinematice kolenního kloubu, zejména v parametrech úhlu flexe a dynamického valgu (McPherson et al., 2016; Pappas et al., 2009).

V rámci tohoto projektu byl však zvolen bilaterální protokol z několika praktických a bezpečnostních důvodů. Testované dopady probíhaly z výšek 50 a 75 cm navíc i s přidanou zátěží (21,45 kg), což představovalo výrazné mechanické zatížení. V případě unilaterálního dopadu by tento typ zátěže mohl zvyšovat riziko vzniku

poranění (Sell et al., 2010). Z těchto důvodů lze bilaterální přístup považovat za bezpečnější variantu pro testování vojenského personálu.

Současně je třeba uznat, že tento přístup mohl snížit citlivost k zachycení efektu intervence, který by mohl být výraznější při unilaterálních úlohách zaměřených na detailní kontrolu kolenní kinematiky.

Do dalšího výzkumu by bylo možné zvážit zařazení unilaterálního dopadu z nižších výšek a bez přidané zátěže, které by mohly poskytnout doplňující informace o laterálních rozdílech. Je však třeba mít na paměti, že jejich praktická realizace v podmínkách vojenského výcviku je limitována bezpečnostními riziky, a proto by jejich zařazení muselo být pečlivě zváženo s ohledem na zátěžový charakter testu.

6.9.8 Absence standardizace a validace specifického pohybového programu

Použitý specifický pohybový program měl charakter expertně navržené intervence, která nebyla dříve standardizována ani empiricky validována. Tato skutečnost mohla omezit konstruktovou a kriteriální validitu interpretace zjištěných efektů a znesnadňuje přímé srovnání s programy, jejichž účinnost již byla ověřena (Druzak et al., 2023; Jeffries et al., 2022).

Současně však lze program považovat za obsahově validní a relevantní, protože byl koncipován s ohledem na reálné podmínky výcviku AČR a respektoval principy vojenského silově-kondičního tréninku (Ratamess & Brent, 2009; Deuster et al., 2017; Schoenfeld et al., 2022; Turner, 2016).

Citlivost programu k detekci tréninkových změn byla v tomto projektu posouzena nepřímo pomocí efektových velikostí (Cohenovo d). Hodnoty přesahující stanovenou hranici věcné rozlišitelnosti ($d > 0,91$) lze považovat za známku vysoké responsivity, tedy schopnosti zachytit reálné změny ve sledovaných ukazatelích (Cohen, 2013).

Do budoucna by proto bylo vhodné doplnit formální ověření reliability, validity a citlivosti (responsivity) pohybového programu, případně vytvořit standardizovanou baterii cviků pro vojenský silově-kondiční trénink (Akila et al., 2022).

7 ZÁVĚR

Současné bezpečnostní prostředí klade na příslušníky AČR mimořádné fyzické i psychické nároky. Vojáci musí být schopni plnit úkoly v náročných podmínkách, často s výraznou zátěží výstroje a výzbroje, která výrazně ovlivňuje biomechaniku pohybu i únavu organismu. Vzhledem k tomu se zvyšuje potřeba systematického, ale zároveň prakticky realizovatelného pohybového programu, který podporuje sílu, stabilitu a odolnost dolních končetin bez nutnosti náročného technického vybavení. Předložená práce reaguje právě na tuto potřebu a nabízí ověřený model, který propojuje poznatky sportovní vědy s reálnými podmínkami vojenského výcviku.

Šestitýdenní specifický pohybový program pro vojenský personál ukázal svou efektivitu především v oblasti biomechaniky dopadu a maximální síly dolních končetin. Došlo ke snížení maximální vertikální reakční síly a současně ke zvětšení kolenní flexe při dopadu, což ukazuje na posun strategie dopadu z výšky směrem k „měkčí“, tedy efektivní tuhosti (mechanické kontrole) v sagitální rovině. Tento efekt byl nejvýraznější při dopadech z větší výšky a se zátěží, tedy v podmínkách, které nejvíce odpovídají reálné zátěži vojenského prostředí. Program zároveň vedl ke zvýšení maximální síly při zachování funkční rovnováhy mezi agonistickými a antagonistickými svalovými skupinami (H/Q, AD/AB), což dokládá jeho neuromuskulární efektivitu bez negativních dopadů na svalovou symetrii.

V oblasti tělesného složení i minerální hustoty kostí se specifický pohybový program projevil jako stabilní, bez rozlišitelných změn, avšak s trendem zachování nebo mírné optimalizace klíčových parametrů. V průběhu šesti týdnů zůstala subtotální beztuková (svalová) hmota stabilní a celkový podíl tělesného tuku se nezvýšil, což lze považovat za žádoucí stav podporující udržitelnost silového výkonu a neuromuskulární funkce. Minerální hustota kostí zůstala v průběhu intervence v rozmezí fyziologických hodnot. Tyto výsledky tedy ukazují, že popsané biomechanické a silové adaptace probíhaly při zachování fyziologické stability organismu, bez známek katabolických nebo nežádoucích adaptačních efektů.

Z praktického hlediska je navržený program snadno implementovatelný do podmínek AČR. Nevyžaduje specializované vybavení, je časově úsporný a jeho realizace je možná i v polních podmínkách. Díky tomu představuje efektivní a dostupný nástroj, jak zvýšit výkonnostní předpoklady vojáků a zároveň snížit riziko muskuloskeletálních poranění dolních končetin, která dlouhodobě patří mezi nejčastější

příčiny omezení služební způsobilosti. Jeho přínos lze proto spatřovat nejen na úrovni individuální výkonnosti, ale i v širším kontextu. Tedy ve zlepšení bojové připravenosti jednotek, snížení zdravotních nákladů a podpoře udržitelnosti personálních kapacit AČR.

Z teoretického hlediska práce rozšířila dosavadní poznání o biomechanice dopadu a adaptačních mechanismech silově-dynamického tréninku v armádním prostředí. Ukázala, že principy osvědčené ve sportovní vědě lze úspěšně přenést i do vojenské přípravy, pokud jsou přizpůsobeny specifickým požadavkům služby a proveditelnosti v terénu. Tím práce přispívá k překlenutí propasti mezi laboratorním výzkumem a reálnou praxí ozbrojených složek.

Pro další výzkum se nabízí prodloužení délky intervence a rozšíření o unilaterální testovací protokoly či kontrolu nutričních faktorů, které by umožnily detailněji zhodnotit dlouhodobý vliv programu na tělesné složení, neuromuskulární rovnováhu a retenci dosažených adaptací. Perspektivní je rovněž sledování transferu těchto zlepšení do specifických vojenských činností, jako jsou překonávání překážkových drah, nesení zátěže či střelecké úkoly po zátěži. Zvláštní pozornost by si měl zasloužit také vztah mezi kolenní flexí a časem do stabilizace vertikální reakční síly, jehož přesná kvantifikace včetně interakce s výškou dopadu, dodatečnou zátěží a výchozí kinematikou zůstává otevřená. Systematické zhodnocení této vazby by mohlo dále zpřesnit pochopení vztahu mezi kinematikou a kinetikou dopadu a přispět k optimalizaci tréninkových zásahů zaměřených na prevenci poranění dolních končetin.

Tento disertační projekt ukázal, že cíleně navržený specifický pohybový program může být účinným, bezpečným a prakticky proveditelným nástrojem pro rozvoj fyzické připravenosti vojenského personálu. Jeho účinnost byla následně experimentálně ověřena v laboratorních podmínkách, přičemž dosažené výsledky potvrzují jeho využitelnost i v praxi útvarů s omezeným materiálním zázemím. Získané poznatky mohou sloužit jako teoretický i metodický základ pro návrh tréninkových protokolů v rámci tělesné přípravy AČR a mohou najít uplatnění i v dalších ozbrojených a záchranných složkách České republiky.

8 DALŠÍ VĚDECKÁ ČINNOST AUTORA

Mé dosavadní publikace se sice explicitně nezaměřovaly na problematiku vlivu silového tréninku na fyzickou připravenost dolních končetin při dopadu se zátěží a bez ní, jejich společným aspektem bylo podrobné zkoumání kinematiky a kinetiky pohybu, tvorba intervenčních tréninkových programů a důsledná diagnostika silových schopností. V dřívějších studiích jsem se zaměřil na měření a interpretaci vrcholové síly, sledování rychlosti přímého čelního kopu a analýzu dalších biomechanických ukazatelů, které jsou z hlediska prevence poranění a optimalizace pohybových vzorců klíčové. Pro tato měření jsem uplatňoval totožné nebo velmi blízké metodické přístupy (od využití siloměrných desek pro kvantifikaci dopadových sil přes 2D a 3D kinematickou analýzu až po různé funkční testy pohybového aparátu). Následující přehled shrnuje hlavní publikace, na nichž jsem se autorsky podílel, včetně stručného popisu obsahu, mého konkrétního příspěvku a metodické návaznosti na disertační práci.

Oláh, V., Třebický, V., Maleček, J., Michalička, V., Wąsik, J., & Vágner, M. (2025). Is countermovement jump height and one repetition maximum back squat associated with the peak force of a front kick with and without carried load? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 39(8), 880–889. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000005220>

Studie testovala, zda lze maximální síla přímého čelního kopu odhadovat z běžně používaných silových testů (maximální výškou výskoku (CMJ) a jedno opakovací maximum zadního dřepu (1RM BS) u 21 mužů, studentů vojenského oboru. V dvoudenním protokolu bylo měřeno 1RM BS, tři CMJ a pět přímých čelních kopů do siloměrné desky v podmínkách bez a s 30 kg zátěží. Byla zjištěna středně silná korelace mezi výškou CMJ a vrcholovou silou kopu ($r = 0,55$), zatímco 1RM BS s výkonem kopu významně nesouvisel. Nesená zátěž snížila výšku CMJ o 61 % a vrcholovou sílu kopu o 23 %. Regresní model potvrdil, že výška CMJ vysvětluje přibližně 31 % variability výkonu kopu, čímž poukazuje na zásadní roli explozivní síly dolních končetin.

Můj příspěvek: hlavní a korespondenční autor - návrh designu, organizace testování, sběr a zpracování dat, statistická analýza, psaní rukopisu. Spoluautoři se podíleli na odborných konzultacích a revizi textu.

Metodická návaznost na disertaci: identické nástroje a přístupy (siloměrné desky, srovnání bez/zátěž), vojenská populace.

Vágner, M., Cleather, D. J., **Oláh, V.**, Vacek, J., & Šťastný, P. (2023). A systematic review of dynamic forces and kinematic indicators of front and roundhouse kicks across varied conditions and participant experience. *Sports*, 11(8), 141. <https://doi.org/10.3390/sports11080141>

Systematický přehled 42 studií (>700 mužů) syntetizuje kinetické a kinematické ukazatele přímého a obloukového kopu napříč výkonnostní úrovní a experimentálními podmínkami. Zjištění ukazují, že přímý kop vykazuje vyšší nárazové síly, zatímco obloukový kop dosahuje vyšších maximálních rychlostí. Rozdíly se projevují i ve vzorci proximodistální koordinace. Přehled rovněž shrnuje používané metody měření (siloměrné desky, 3D kinematika) a limity heterogenity protokolů. Výstupem je srovnávací rámec pro interpretaci výkonu a volbu relevantních testů.

Můj příspěvek: rešerše a práce s literaturou (vyhledávání, selekce, strukturování podkladů), dílčí redakční úpravy textu.

Metodická návaznost na disertaci: získané zkušenosti mi umožnily efektivněji strukturovat teoretickou část disertační práce, přesněji vymezovat klíčové biomechanické pojmy a metodicky pracovat se zdroji při interpretaci dat týkajících se fyzické připravenosti vojenského personálu.

Vágner, M., Maleček, J., **Oláh, V.**, & Šťastný, P. (2024). Associations between body segment mass and punch, front kick, or countermovement jump performance in military cadets. *Sports*, 12(8), 205. <https://doi.org/10.3390/sports12080205>

Cílem bylo prověřit vztahy mezi hmotností tělesných segmentů (DXA), tělesnou hmotností a silovými projevy přímého úderu, dlaní, lokte, přímého čelního kopu a maximální výškou výskoku (CMJ) u 16 vojenských studentů. Byly zjištěny středně až silné asociace mezi hmotností kopající končetiny či tělesnou hmotností a impulzem kopu a dále silné vazby mezi výškou CMJ a vrcholovou/nárazovou silou kopu. Hmotnost kopající končetiny byla pouze mírně lepším prediktorem než celková tělesná hmotnost (rozdíl ve vysvětlené variabilitě ~12 %). Studie rozvíjí porozumění vztahu mezi segmentovou hmotností a dynamikou technik.

Můj příspěvek: spoluautor - sběr dat a dílčí vyhodnocení (přímého čelního kopu, CMJ), spoluúčast na metodice měření.

Metodická návaznost na disertaci: využití biomechanických měření, siloměrných desek a analýzou dat z DXA u vojenské populace.

Vágner, M., Oláh, V., Cleather, D. J., & Šťastný, P. (2022). Evidence-based functional training to improve front push kick technique, speed, and net force production. *Strength & Conditioning Journal*, 44(3), 58–68. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000663>

Článek představuje důkazně podložený program pro zlepšení techniky, rychlosti a síly přímého čelního kopu. Popisuje kinematické fáze kopu, zapojení klíčových svalových skupin a periodizační rámec kombinující cvičení hluboké stabilizace s explozivní silovou přípravou. Důraz je kladen na proximodistální koordinaci a přenos do výkonu. Text slouží jako metodický manuál pro praxi.

Můj příspěvek: spoluautor - tvorba a realizace intervenčních ukázek, dokumentace a vizuální podpora (fotografie, demonstrace), sběr podkladů k hodnocení správných/chybných vzorů.

Metodická návaznost na disertaci: zkušenost s návrhem a implementací intervence, biomechanickou analýzou a transferem do vojensky relevantních úloh.

Tyto dosavadní zkušenosti mi poskytly jasný metodický i tematický rámec pro zkoumání vlivu silového tréninku na připravenost dolních končetin při dopadu s přidanou zátěží i bez ní u vojenského personálu. Metodika sběru dat, diagnostické postupy i samotné principy plánování intervence vycházejí z již ověřených a publikačně doložených přístupů. Propojování předchozích výzkumných výstupů s aktuální výzkumnou otázkou proto nepředstavuje pouhé teoretické rozšíření, ale systematické navázání na etablované metodické i technické poznatky.

Současná disertační práce tak plynule rozvíjí a aplikuje tyto předchozí zkušenosti v reálných podmínkách Armády České republiky, s důrazem na praktickou implementaci a přímý přenos výsledků do oblasti vojenské tělesné přípravy.

9 SEZNAM LITERATURY

1. Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Larsson, B., & Dyhre-Poulsen, P. (1998). A new concept for isokinetic hamstring: Quadriceps muscle strength ratio. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 231–237. <https://doi.org/10.1177/03635465980260021201>
2. Abt, J. P., Sell, T. C., Crawford, K., Lovalekar, M., Nagai, T., Deluzio, J., Smalley, B. W., McGrail, M. A., Rowe, R. S., Cardin, S., & Lephart, S. M. (2010). Warrior model for human performance and injury prevention: Eagle Tactical Athlete Program (ETAP) part II. *Journal of Special Operations Medicine*, 10(4), 22–33. <https://doi.org/10.55460/42CI-ELHP>
3. Agbangba, C. E., Tchando, S. F., & Gongnet, E. E. (2024). A simulation study on Dunnett test robustness to group size and heteroscedasticity in linear mixed-effects models. *JP Journal of Biostatistics*, 24(3), 555–572. <https://doi.org/10.17654/0973514324030>
4. Akila, J., Dada, K. S. J., & Omeiza, S. U. (2022). The role of physical fitness training programs in improving armed personnel's tactical and combat readiness to secure land and borders. *Journal of Advances in Military Studies*, 5(2), 173–190. <https://doi.org/10.37944/jams.v5i2.160>
5. Ali, N., Robertson, D. G. E., & Rouhi, G. (2014). Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. *The Knee*, 21(1), 38–46. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2012.12.003>
6. Almstedt, H. C., Canepa, J. A., Ramirez, D. A., & Shoepe, T. C. (2011). Changes in bone mineral density in response to 24 weeks of resistance training in college-age men and women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(4), 1098–1103. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d09e9d>
7. Amaro-Gahete, F. J., De-la-O, A., Jurado-Fasoli, L., Ruiz, J. R., Castillo, M. J., & Gutiérrez, Á. (2019). Effects of different exercise training programs on body composition: A randomized control trial. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 29(7), 968–979. <https://doi.org/10.1111/sms.13414>
8. Andersen, K. A., Grimshaw, P. N., Kelso, R. M., & Bentley, D. J. (2016). Musculoskeletal lower-limb injury risk in army populations. *Sports Medicine – Open*, 2(1), 22. <https://doi.org/10.1186/s40798-016-0046-z>

9. Androulakis-Korakakis, P., Fisher, J. P., & Steele, J. (2020). The minimum effective training dose required to increase 1RM strength in resistance-trained men: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 50(4), 751–765. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01236-0>
10. Antczak, A. J., Evans, R. K., Lester, M., Yanovich, R., Israeli, E., & Moran, D. S. (2007). Effects of a 16-week recruit training program on bone turnover markers and bone mineral density [Conference abstract]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(5 Suppl), S440. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000274740.50500.7b>
11. Araújo, V. L., Souza, T. R., Carvalhais, V. O. D. C., Cruz, A. C., & Fonseca, S. T. (2017). Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower-limb kinematics during step-down task. *Clinical Biomechanics*, 44, 28–35. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.02.012>
12. Armed. (2025). Univerzální horizontální sumka malá Warrior (coyote) [Produktová stránka]. <https://www.armed.eu/cs/univerzalni-horizontalni-sumka-mala-warrior-coyote/>
13. Army-shop. (2025). Nosič panelu pancéřových NPP-2006 (originál AČR) [Produktová stránka]. <https://www.army-shop.cz/produkty/nosic-panelu-pancerovych-npp-2006-orig--acr/14886.html>
14. Arnau, J., Bendayan, R., Blanca, M. J., & Bono, R. (2013). The effect of skewness and kurtosis on the robustness of linear mixed models. *Behavior Research Methods*, 45(3), 873–879. <https://doi.org/10.3758/s13428-012-0306-x>
15. Asadi, A., Saez de Villarreal, E., & Arazi, H. (2015). The effects of plyometric-type neuromuscular training on postural control performance of male team basketball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(7), 1870–1875. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000832>
16. Asadpour, R., & Norasteh, A. A. (2024). Comparing lower-limb joint angles in basketball players with dynamic knee valgus deficiency in different positions. *Physical Treatments – Specific Physical Therapy*, 14(2), 159–170. <https://doi.org/10.32598/ptj.14.2.604.1>
17. Attwells, R. L., Birrell, S. A., Hooper, R. H., & Mansfield, N. J. (2006). Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements, and gait. *Ergonomics*, 49(14), 1527–1537. <https://doi.org/10.1080/00140130600757237>

18. Augustsson, S. R., & Gannby, E. (2023). The significance of maximal squat strength for neuromuscular knee control in elite handball players: A cross-sectional study. *Sports*, 11(12), 236. <https://doi.org/10.3390/sports11120236>
19. Badby, A. J., Mundy, P. D., Comfort, P., Lake, J. P., & McMahon, J. J. (2023). The validity of Hawk Dynamics wireless dual force plates for measuring countermovement jump and drop jump variables. *Sensors*, 23(10), 4820. <https://doi.org/10.3390/s23104820>
20. Bagheri, R., Shakibaei, A., Camera, D. M., Sobhani, V., Ghobadi, H., Nazar, E., Fakhari, H., & Dutheil, F. (2023). Effects of 8 weeks of resistance training in combination with a high-protein diet on body composition, muscular performance, and markers of liver and kidney function in untrained older ex-military men. *Frontiers in Nutrition*, 10, 1205310. <https://doi.org/10.3389/fnut.2023.1205310>
21. Băițan, G.-F. (2022). Plyometrics and calisthenics: Physical training methods specific to the physical training of the military. *Bulletin of “Carol I” National Defence University*, 10(4), 142–150. <https://doi.org/10.53477/2284-9378-21-54>
22. Baker, B. S., Buchanan, S. R., Black, C. D., Bembien, M. G., & Bembien, D. A. (2022). Bone, biomarker, body composition, and performance responses to 8 weeks of Reserve Officers’ Training Corps training. *Journal of Athletic Training*, 57(6), 571–580. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0634.20>
23. Bamfo-Agyei, E., & Atepor, L. (2018). The impact of ergonomics interventions on musculoskeletal injuries among construction workers. In R. S. Goonetilleke & W. Karwowski (Eds.), *Advances in physical ergonomics and human factors* (Vol. 602, pp. 134–144). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-60825-9_16

24. Barendrecht, M., Lezeman, H. C. A., Duysens, J., & Smits-Engelsman, B. C. M. (2011). Neuromuscular training improves knee kinematics, in particular in valgus-aligned adolescent team handball players of both sexes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(3), 575–584. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182023bc7>
25. Baroni, B. M., Ruas, C. V., Ribeiro-Alvares, J. B., & Pinto, R. S. (2020). Hamstring-to-quadriceps torque ratios of professional male soccer players: A systematic review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(1), 281–293. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002609>
26. Bates, N. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2013). Timing differences in the generation of ground reaction forces between the initial and secondary landing phases of the drop vertical jump. *Clinical Biomechanics*, 28(7), 796–799. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.07.004>
27. Bathe, C., Fennen, L., Heering, T., Greif, A., & Dubbeldam, R. (2023). Training interventions to reduce the risk of injury to the lower-extremity joints during landing movements in adult athletes: A systematic review and meta-analysis. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 9(2), e001508. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2022-001508>
28. Bennell, K., & Brukner, P. (2005). Preventing and managing stress fractures in athletes. *Physical Therapy in Sport*, 6(4), 171–180. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2005.07.002>
29. Blackburn, J. T., Norcross, M. F., Cannon, L. N., & Zinder, S. M. (2013). Hamstrings stiffness and landing biomechanics linked to anterior cruciate ligament loading. *Journal of Athletic Training*, 48(6), 764–772. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.4.01>
30. Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573–578. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20000601-15>
31. Boden, B. P., Sheehan, F. T., Torg, J. S., & Hewett, T. E. (2010). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: Mechanisms and risk factors. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 18(9), 520–527. <https://doi.org/10.5435/00124635-201009000-00003>

32. Bocheng, C., Ziyan, Y., Jiaxin, W., Wang, G., & Tiancheng, Y. (2024). Effects of 16 weeks of plyometric training on knee biomechanics during the landing phase in athletes. *European Journal of Sport Science*, 24(8), 1095–1109. <https://doi.org/10.1002/ejsc.12174>
33. Bond, C. W., Dorman, J. C., MacFadden, L. N., & Munce, T. A. (2017). Test-retest reliability of the kinetic time-to-stabilization measurement during a single-legged jump landing [Conference abstract]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 49(5 Suppl), 383. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000517930.97036.97>
34. Bowser, B. J., & Roles, K. (2021). Effects of overweight and obesity on running mechanics in children. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 53(10), 2101–2110. <https://doi.org/10.1249/MSS.00000000000002686>
35. Bowser, B., Sylvestre, C., & Kaddatz, C. (2018). Differences in jump-landing mechanics, strength, and vertical jump height between obese and non-obese children [Conference abstract]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 50(5 Suppl), 641. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000537202.04345.52>
36. Brock, J. R., & Legg, S. J. (1997). The effects of 6 weeks of training on the physical fitness of female recruits to the British Army. *Ergonomics*, 40(3), 400–411. <https://doi.org/10.1080/001401397188233>
37. Brown, T. N., McLean, S. G., & Palmieri-Smith, R. M. (2014). Associations between lower-limb muscle activation strategies and resultant multi-planar knee kinetics during single-leg landings. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(4), 408–413. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.010>
38. Brown, T. N., O'Donovan, M., Hasselquist, L., Corner, B., & Schiffman, J. M. (2016). Lower-limb flexion posture relates to energy absorption during drop landings with soldier-relevant body-borne loads. *Applied Ergonomics*, 52, 54–61. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.06.004>
39. Brown, T. N., Palmieri-Smith, R. M., & McLean, S. G. (2014). Comparative adaptations of lower-limb biomechanics during unilateral and bilateral landings after different neuromuscular-based ACL injury-prevention protocols. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(10), 2859–2871. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000000472>

40. Bunn, P. D. S., Sodré, R. D. S., Matos, M. I., Saliba, G. F., Silva, G. D. P., Caldas, R., Esteves, J. D. S., & Silva, E. B. (2022). Effects of prevention programmes on injury risk in military personnel: A systematic review with meta-analysis. *BMJ Military Health*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1136/bmjmilitary-2022-002098>
41. Candel, M. J. J. M., & van Breukelen, G. J. P. (2009). Varying cluster sizes in trials with clusters in one treatment arm: Sample size adjustments when testing treatment effects with linear mixed models. *Statistics in Medicine*, 28(18), 2307–2324. <https://doi.org/10.1002/sim.3620>
42. Candel, M. J. J. M., & van Breukelen, G. J. P. (2010). Optimality of unequal versus equal cluster sizes for mixed-effects linear regression analysis of randomized trials with clusters in one treatment arm. *Computational Statistics & Data Analysis*, 54(8), 1906–1920. <https://doi.org/10.1016/j.csda.2010.02.020>
43. Casez, J.-P., Fischer, S., Stüssi, E., Stalder, H., Gerber, A., Delmas, P. D., Colombo, J.-P., & Jaeger, P. (1995). Bone mass at lumbar spine and tibia in young males—Impact of physical fitness, exercise, and anthropometric parameters: A prospective study in a cohort of military recruits. *Bone*, 17(3), 211–219. [https://doi.org/10.1016/8756-3282\(95\)00217-2](https://doi.org/10.1016/8756-3282(95)00217-2)
44. Cashman, G. E. (2012). The effect of weak hip abductors or external rotators on knee valgus kinematics in healthy subjects: A systematic review. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(3), 273–284. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.3.273>
45. Cerulli, G., Benoit, D. L., Caraffa, A., & Ponteggia, F. (2001). Proprioceptive training and prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(11), 655–660. <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.11.655>
46. Clifton, D. R., Nelson, D. A., Choi, Y. S., Edgeworth, D., Shell, D., & Deuster, P. A. (2023). Financial impact of embedded injury-prevention experts in U.S. Army initial entry training. *Journal of Athletic Training*, 58(6), 511–518. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0353.22>
47. Cohen, J. (2013). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>

48. Comfort, P., Haigh, A., & Matthews, M. J. (2012). Are changes in maximal squat strength during preseason training reflected in changes in sprint performance in rugby league players? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(3), 772–776. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31822a5cbf>
49. Coombs, R., & Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *Journal of Sports Science & Medicine*, 1(3), 56–62.
50. Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2010). Adaptations in athletic performance after ballistic power versus strength training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(8), 1582–1598. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181d2013a>
51. Costa, J., Figueiredo, P., Nakamura, F. Y., & Brito, J. (2022). The importance of sleep in athletes. In R. Ferraz, H. Neiva, D. A. Marinho, J. E. Teixeira, P. Forte, & L. Branquinho (Eds.), *Exercise physiology*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.102535>
52. Croisier, J.-L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M., & Ferret, J.-M. (2008). Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(8), 1469–1475. <https://doi.org/10.1177/0363546508316764>
53. Crowell, K. R., Nokes, R. D., & Cosby, N. L. (2021). Weak hip strength increases dynamic knee valgus in single-leg tasks of collegiate female athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 30(8), 1220–1223. <https://doi.org/10.1123/jsr.2021-0043>
54. Cummings, S. R., Bates, D., & Black, D. M. (2002). Clinical use of bone densitometry: Scientific review. *JAMA*, 288(15), 1889–1897. <https://doi.org/10.1001/jama.288.15.1889>
55. Czasche, M. B., Goodwin, J. E., Bull, A. M. J., & Cleather, D. J. (2018). Effects of an 8-week strength training intervention on tibiofemoral joint loading during landing: A cohort study. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 4(1), e000273. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000273>
56. Dai, B., Garrett, W. E., Gross, M. T., Padua, D. A., Queen, R. M., & Yu, B. (2015). The effects of two landing techniques on knee kinematics, kinetics, and performance during stop-jump and side-cutting tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(2), 466–474. <https://doi.org/10.1177/0363546514555322>

57. Dauty, M., Menu, P., Fouasson-Chailloux, A., Ferréol, S., & Dubois, C. (2016). Prediction of hamstring injury in professional soccer players by isokinetic measurements. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 6(1), 116–123. <https://doi.org/10.11138/mltj/2016.6.1.116>
58. De Oliveira, I., Stoelben, K. J. V., Tullius, E. S., Ferreira, V. D. P., & Carpes, F. P. (2024). Strength and clinical test combinations enhance predictions of sagittal and frontal plane biomechanics in single-leg landing. *Physical Therapy in Sport*, 69, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2024.06.008>
59. Deci, E. L., & Ryan, R. M. (1985). *Intrinsic motivation and self-determination in human behavior*. Plenum.
60. DeLang, M. D., Garrison, J. C., Hannon, J. P., Ishøi, L., & Thorborg, K. (2023). Weekly screening of youth male football players: A 14-week longitudinal investigation of interactions between groin pain and long lever adductor squeeze strength. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 26(3), 159–163. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2023.02.003>
61. Delextrat, A., Gregory, J., & Cohen, D. (2010). The use of the functional H:Q ratio to assess fatigue in soccer. *International Journal of Sports Medicine*, 31(3), 192–197. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1243642>
62. Dempsey, P. C., Handcock, P. J., & Rehrer, N. J. (2013). Impact of police body armour and equipment on mobility. *Applied Ergonomics*, 44(6), 957–961. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.02.011>
63. Deschenes, M. R., & Kraemer, W. J. (2002). Performance and physiologic adaptations to resistance training. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81(11 Suppl), S3–S16. <https://doi.org/10.1097/00002060-200211001-00003>
64. Deuster, P. A., Sell, K., & Alvar, B. A. (2017). Evidence-based approach to strength and power training to improve performance in tactical populations. In B. A. Alvar, K. Sell, & P. A. Deuster (Eds.), *NSCA's essentials of tactical strength and conditioning*. Human Kinetics.
65. DiStefano, L. J., Marshall, S. W., Padua, D. A., Peck, K. Y., Beutler, A. I., De La Motte, S. J., Frank, B. S., Martinez, J. C., & Cameron, K. L. (2016). The effects of an injury-prevention program on landing biomechanics over time. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(3), 767–776. <https://doi.org/10.1177/0363546515621270>

66. Dix, J., Marsh, S., Dingenen, B., & Malliaras, P. (2019). The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 37, 197–209. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.05.015>
67. Dixon, S. J., Waterworth, C., Smith, C. V., & House, C. M. (2003). Biomechanical analysis of running in military boots with new and degraded insoles. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(3), 472–479. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000053733.64049.27>
68. Domínguez-Navarro, F., Benitez-Martínez, J. C., Ricart-Luna, B., Cotelí-Suárez, P., Blasco-Igual, J. M., & Casaña-Granell, J. (2022). Impact of hip abductor and adductor strength on dynamic balance and ankle biomechanics in young elite female basketball players. *Scientific Reports*, 12(1), 3491. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-07454-3>
69. Dorgo, S., Edupuganti, P., Smith, D. R., & Ortiz, M. (2012). Comparison of lower-body specific resistance training on the hamstring-to-quadriceps strength ratios in men and women. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 83(2), 143–151. <https://doi.org/10.1080/02701367.2012.10599844>
70. Douglas, J., Pearson, S., Ross, A., & McGuigan, M. (2017). Chronic adaptations to eccentric training: A systematic review. *Sports Medicine*, 47(5), 917–941. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0628-4>
71. Hawkin Dynamics. (2025, May). *Drop landing metrics* [Webová stránka]. Citováno 22. 10. 2025. <https://www.hawkindynamics.com/hawkin-metric-database>
72. Druzak, S. A., Tardelli, M., Mays, S. G., El Bejjani, M., Mo, X., Maner-Smith, K. M., Bowen, T., Cato, M. L., Tillman, M. C., Sugiyama, A., Xie, Y., Fu, H., Cohen, D. E., & Ortlund, E. A. (2023). Ligand dependent interaction between PC-TP and PPAR δ mitigates diet-induced hepatic steatosis in male mice. *Nature Communications*, 14(1), 2748. <https://doi.org/10.1038/s41467-023-38010-w>
73. Dunn-Lewis, C., Dell'Aquila, M. P., Bailot, D. L., Flanagan, S. D., Volek, J. S., & Kraemer, W. J. (2015). Nine-month nonlinear resistance training program increases bone mineral density in men and women aged 20–26 years [Conference abstract]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(5 Suppl), 619. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000478403.86212.77>

74. Dury, J., Sagawa, Y., Michel, F., & Ravier, G. (2024). Neuromuscular fatigue and cognitive constraints independently modify lower extremity landing biomechanics in healthy and chronic ankle instability individuals. *Journal of Sports Sciences*, 42(14), 1341–1354. <https://doi.org/10.1080/02640414.2024.2391209>
75. Dvir, Z., Eger, G., Halperin, N., & Shklar, A. (1989). Thigh muscle activity and anterior cruciate ligament insufficiency. *Clinical Biomechanics*, 4(2), 87–91. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(89\)90044-2](https://doi.org/10.1016/0268-0033(89)90044-2)
76. Emery, C. A., Roy, T.-O., Whittaker, J. L., Nettel-Aguirre, A., & van Mechelen, W. (2015). Neuromuscular training injury prevention strategies in youth sport: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(13), 865–870. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094639>
77. Ericksen, H. M., Gribble, P. A., Pfile, K. R., & Pietrosimone, B. G. (2013). Different modes of feedback and peak vertical ground reaction force during jump landing: A systematic review. *Journal of Athletic Training*, 48(5), 685–695. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.3.02>
78. Ericksen, H. M., Lefevre, C., Luc-Harkey, B. A., Thomas, A. C., Gribble, P. A., & Pietrosimone, B. (2019). Females decrease vertical ground reaction forces following a four-week jump-landing feedback intervention without negative affect on vertical jump performance. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(8), 866–870. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0140>
79. Eßer, F. J., Holtmann, J., & Eid, M. (2021). A Monte Carlo simulation study on the influence of unequal group sizes on parameter estimation in multilevel confirmatory factor analysis. *Structural Equation Modeling: A Multidisciplinary Journal*, 28(6), 827–838. <https://doi.org/10.1080/10705511.2021.1913594>
80. Fagenbaum, R., & Darling, W. G. (2003). Jump-landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(2), 233–240. <https://doi.org/10.1177/03635465030310021301>
81. Fajfrova, J., Thibaud, D., Polcarova, P., & Pavlik, V. (2024). Přehled nemocnosti vojáků z povolání. *Military Medical Science Letters (Vojenské zdravotní listy)*, 93(Suppl 1), 22. <https://mmsl.cz/pdfs/mms/2024/88/05.pdf>

82. Farina, E. K., Thompson, L. A., Knapik, J. J., Pasiakos, S. M., McClung, J. P., & Lieberman, H. R. (2022). Anthropometrics and body composition predict physical performance and selection to attend Special Forces training in United States Army soldiers. *Military Medicine*, 187(11–12), 1381–1388. <https://doi.org/10.1093/milmed/usab315>
83. Farokhi, S., Yousefi, M., & Bahari, M. (2023). The effect of eight weeks of strength training on the ground reaction force in single-leg landing in semi-professional male basketball players. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*, 12(1), 102–113. <https://doi.org/10.32598/SJRM.12.1.7>
84. Fathi, A., Hammami, R., Moran, J., Borji, R., Sahli, S., & Rebai, H. (2019). Effect of a 16-week combined strength and plyometric training program followed by a detraining period on athletic performance in pubertal volleyball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(8), 2117–2127. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002461>
85. Favre, J., Clancy, C., Dowling, A. V., & Andriacchi, T. P. (2016). Modification of knee flexion angle has patient-specific effects on anterior cruciate ligament injury risk factors during jump landing. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(6), 1540–1546. <https://doi.org/10.1177/0363546516634000>
86. Feria-Madueño, A., Hewett, T., Dos'Santos, T., & Sañudo, B. (2024). The effects of a 12-week multicomponent exercise program on landing mechanics in recreational athletes. *Healthcare*, 12(23), 2327. <https://doi.org/10.3390/healthcare12232327>
87. Fish, L., & Scharre, P. (2018). *The soldier's heavy load*. Center for a New American Security. <https://www.cnas.org/publications/reports/the-soldiers-heavy-load-1>
88. Flanagan, E. P., Ebben, W. P., & Jensen, R. L. (2008). Reliability of the reactive strength index and time to stabilization during depth jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1677–1682. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318182034b>
89. Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(10), 1745–1750. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9>

90. Fredericson, M., Jennings, F., Beaulieu, C., & Matheson, G. O. (2006). Stress fractures in athletes. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*, 17(5), 309–325. <https://doi.org/10.1097/RMR.0b013e3180421c8c>
91. Friedl, K. E., Evans, R. K., & Moran, D. S. (2008). Stress fracture and military medical readiness: Bridging basic and applied research. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(11), S609–S622. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181892d53>
92. Gehring, D., Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2009). Gender and fatigue influence knee-joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 82–87. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.07.005>
93. Gentile, J. M., O'Brien, M. C., Conrad, B., Horodyski, M., Bruner, M. L., & Farmer, K. W. (2021). A biomechanical comparison shows no difference between two knee braces used for medial collateral ligament injuries. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 3(3), e901–e907. <https://doi.org/10.1016/j.asmr.2021.03.004>
94. Gérard, R., Gojon, L., Decleve, P., & Van Cant, J. (2020). The effects of eccentric training on biceps femoris architecture and strength: A systematic review with meta-analysis. *Journal of Athletic Training*, 55(5), 501–514. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-194-19>
95. Girdwood, M., Culvenor, A. G., Rio, E. K., Patterson, B. E., Haberfield, M., Couch, J., Mentiplay, B., Hedger, M., & Crossley, K. M. (2025). Tale of quadriceps and hamstring muscle strength after ACL reconstruction: A systematic review with longitudinal and multivariate meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 59(6), 423–434. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2023-107977>
96. Gogte, K. (2017). Effect of passive, active and combined warm-up on lower-limb muscle performance and dynamic stability in recreational sports players. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/24766.9595>
97. Goldman, R., & Kampmann, B. (2007). *Handbook on clothing: Biomedical effects of military clothing and equipment systems* (2nd ed.). NATO Research Study Group 7 on Bio-Medical Research Aspects of Military Protective Clothing.

98. Green, P., & MacLeod, C. J. (2016). Simr: An R package for power analysis of generalized linear mixed models by simulation. *Methods in Ecology and Evolution*, 7(4), 493–498. <https://doi.org/10.1111/2041-210X.12504>
99. Greenlee, T. A., Bullock, G., Teyhen, D. S., & Rhon, D. I. (2024). Can a psychologic profile predict successful return to full duty after a musculoskeletal injury? *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 482(4), 617–629. <https://doi.org/10.1097/CORR.0000000000002935>
100. Grenier, J. G., Millet, G. Y., Peyrot, N., Samozino, P., Oullion, R., Messonnier, L., & Morin, J.-B. (2012). Effects of extreme-duration heavy load carriage on neuromuscular function and locomotion: A military-based study. *PLoS ONE*, 7(8), e43586. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0043586>
101. Grgic, J., Lazinica, B., Schoenfeld, B. J., & Pedisic, Z. (2020). Test-retest reliability of the one-repetition maximum (1RM) strength assessment: A systematic review. *Sports Medicine – Open*, 6(1), 31. <https://doi.org/10.1186/s40798-020-00260-z>
102. Harøy, J., Clarsen, B., Wiger, E. G., Øyen, M. G., Serner, A., Thorborg, K., Hölmich, P., Andersen, T. E., & Bahr, R. (2019). The adductor strengthening programme prevents groin problems among male football players: A cluster-randomised controlled trial. *British Journal of Sports Medicine*, 53(3), 150–157. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098937>
103. Hart, N. H., Nimphius, S., Rantalainen, T., Ireland, A., Siafarikas, A., & Newton, R. U. (2017). Mechanical basis of bone strength: Influence of bone material, bone structure and muscle action. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 17(3), 114–139.
104. Harty, P. S., Friedl, K. E., Nindl, B. C., Harry, J. R., Vellers, H. L., & Tinsley, G. M. (2022). Military body composition standards and physical performance: Historical perspectives and future directions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 36(12), 3551–3561. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000004142>
105. Hauret, K. G., Taylor, B. J., Clemmons, N. S., Block, S. R., & Jones, B. H. (2010). Frequency and causes of nonbattle injuries air evacuated from Operations Iraqi Freedom and Enduring Freedom, U.S. Army, 2001–2006. *American Journal of Preventive Medicine*, 38(1), S94–S107. <https://doi.org/10.1016/j.amepre.2009.10.022>

106. Hawkin Dynamics. (2025). *Hawkin metric database – drop landing* [Webová stránka]. Citováno 22. 10. 2025. <https://www.hawkindynamics.com/hawkin-metric-database>
107. Hayhurst, D., Warner, M., Stokes, M., & Fallowfield, J. (2024). Musculoskeletal injury in military specialists: A 2-year retrospective study. *BMJ Military Health*, 170(3), 242–247. <https://doi.org/10.1136/military-2022-002165>
108. Heilbronn, B. E., Doma, K., Gormann, D., Schumann, M., & Sinclair, W. H. (2020). Effects of periodized vs. nonperiodized resistance training on Army-specific fitness and skills performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(3), 738–753. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003029>
109. Heinert, B. L., Collins, T., Tehan, C., Ragan, R., & Kernozek, T. W. (2021a). Effect of hamstring-to-quadriceps ratio on knee forces in females during landing. *International Journal of Sports Medicine*, 42(3), 264–269. <https://doi.org/10.1055/a-1128-6995>
110. Heinert, B., Rutherford, D., Cleereman, J., Lee, M., & Kernozek, T. W. (2021b). Changes in landing mechanics using augmented feedback: 4-week training and retention study. *Physical Therapy in Sport*, 52, 97–102. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2021.08.007>
111. Helén, J., Kyröläinen, H., Ojanen, T., Pihlainen, K., Santtila, M., Heikkinen, R., & Vaara, J. P. (2023). High-intensity functional training induces superior training adaptations compared with traditional military physical training. *Journal of Strength and Conditioning Research*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004559>
112. Herbert, A. J., Williams, A. G., Hennis, P. J., Erskine, R. M., Sale, C., Day, S. H., & Stebbings, G. K. (2019). The interactions of physical activity, exercise and genetics and their associations with bone mineral density: Implications for injury risk in elite athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 119(1), 29–47. <https://doi.org/10.1007/s00421-018-4007-8>
113. Herda, A. A., & Nabavizadeh, O. (2023). Effect of six weeks of resistance training on bone preservation in older adults: A randomized control trial. *Aging Clinical and Experimental Research*, 35(11), 2633–2641. <https://doi.org/10.1007/s40520-023-02575-9>

114. Herman, D. C., Pritchard, K. A., Cosby, N. L., & Selkow, N. M. (2022). Effect of strength training on jump-landing biomechanics in adolescent females. *Sports Health*, 14(1), 69–76. <https://doi.org/10.1177/19417381211056089>
115. Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 299–311. <https://doi.org/10.1177/0363546505284183>
116. Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
117. Hind, K., Oldroyd, B., & Truscott, J. G. (2010). In vivo precision of the GE Lunar iDXA densitometer for the measurement of total-body, lumbar spine, and femoral bone mineral density in adults. *Journal of Clinical Densitometry*, 13(4), 413–417. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2010.06.002>
118. Hodel, S., Imhoff, F. B., Strutzenberger, G., Fitze, D., Obrist, S., Vlachopoulos, L., Scherr, J., Fucentese, S. F., Fröhlich, S., & Spörri, J. (2025). Greater hip internal rotation range of motion is associated with increased dynamic knee valgus during jump landing, both before and after fatigue. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 33(5), 1560–1568. <https://doi.org/10.1002/ksa.12447>
119. Hoffman, J. R., Chapnik, L., Shamis, A., Givon, U., & Davidson, B. (1999). The effect of leg strength on the incidence of lower extremity overuse injuries during military training. *Military Medicine*, 164(2), 153–156. <https://doi.org/10.1093/milmed/164.2.153>
120. Hoffman, J. R., Church, D. D., & Hoffman, M. W. (2015). Overuse injuries in military personnel. In A. Gefen & Y. Epstein (Eds.), *The mechanobiology and mechanophysiology of military-related injuries* (Vol. 19, pp. 141–161). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/8415_2015_187

121. Holcomb, W. R., Rubley, M. D., Lee, H. J., & Guadagnoli, M. A. (2007). Effect of hamstring-emphasized resistance training on hamstring:quadriceps strength ratios. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(1), 41. <https://doi.org/10.1519/R-18795.1>
122. Holden, S., Boreham, C., & Delahunt, E. (2016). Sex differences in landing biomechanics and postural stability during adolescence: A systematic review with meta-analyses. *Sports Medicine*, 46(2), 241–256. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0416-6>
123. Hopkins, W. G. (2022). Replacing statistical significance and non-significance with better approaches to sampling uncertainty. *Frontiers in Physiology*, 13, 962132. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.962132>
124. Hopper, A. J., Haff, E. E., Joyce, C., Lloyd, R. S., & Haff, G. G. (2017). Neuromuscular training improves lower extremity biomechanics associated with knee injury during landing in 11–13-year-old female netball athletes: A randomized control study. *Frontiers in Physiology*, 8, 883. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00883>
125. Hou, C.-F., Hsu, C.-W., Fuchs, P. X., & Shiang, T.-Y. (2025). Estimation of maximum lower limb muscle strength from vertical jumps. *PLOS ONE*, 20(2), e0316636. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0316636>
126. Hu, C., Du, Z., Tao, M., & Song, Y. (2023). Effects of different hamstring eccentric exercise programs on preventing lower extremity injuries: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(3), 2057. <https://doi.org/10.3390/ijerph20032057>
127. Hübscher, M., & Refshauge, K. M. (2013). Neuromuscular training strategies for preventing lower limb injuries: What's new and what are the practical implications of what we already know? *British Journal of Sports Medicine*, 47(15), 939–940. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091253>
128. Hübscher, M., Zech, A., Pfeifer, K., Hänsel, F., Vogt, L., & Banzer, W. (2010). Neuromuscular training for sports injury prevention: A systematic review. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(3), 413–421. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181b88d37>

129. Hughes, J. M., O'Leary, T. J., Koltun, K. J., & Greeves, J. P. (2022). Promoting adaptive bone formation to prevent stress fractures in military personnel. *European Journal of Sport Science*, 22(1), 4–15. <https://doi.org/10.1080/17461391.2021.1949637>
130. Humac Norm. (2025). *HumacNorm isokinetic machine* [Webová stránka]. Citováno 22. 10. 2025. <https://humacnorm.com/humacnorm-isokinetic-machine/>
131. Huston, L. J., Vibert, B., Ashton-Miller, J. A., & Wojtys, E. M. (2001). Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump. *The American Journal of Knee Surgery*, 14(4), 215–219; discussion 219–220.
132. Hyder, M. S., Zafreen, F., Akhter, K. R., Uddin, A. N. M. M., & Wahab, M. A. (2019). Injury pattern among armed forces personnel during military activities. *Journal of Armed Forces Medical College, Bangladesh*, 14(1), 69–72. <https://doi.org/10.3329/jafmc.v14i1.42727>
133. Chander, H., Knight, A. C., Garner, J. C., Wade, C., Carruth, D., Wilson, S. J., Gdovin, J. R., & Williams, C. C. (2019). Impact of military-type footwear and load-carrying workload on postural stability. *Ergonomics*, 62(1), 103–114. <https://doi.org/10.1080/00140139.2018.1521528>
134. Chen, W., Slattery, A., Center, J., & Pocock, N. (2016). The effect of changing scan mode on trabecular bone score using Lunar Prodigy. *Journal of Clinical Densitometry*, 19(4), 502–506. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2016.01.002>
135. Cheung, R. T. H., Smith, A. W., & Wong, D. P. (2012). H:Q ratios and bilateral leg strength in college field and court sports players. *Journal of Human Kinetics*, 33, 63–71. <https://doi.org/10.2478/v10078-012-0045-1>
136. Chu, D. A., & Myer, G. D. (2013). *Plyometrics* (1st ed.). Human Kinetics. <https://doi.org/10.5040/9781718225459>
137. Jeansson, J. J., West, V. A., Hoenig, J. R., Kraemer, R. R., & Hebert, E. P. (2006). Effects of a short-duration jump training program on collegiate and recreational female athletes [Conference abstract]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(Suppl), S399.
138. Jeffries, A. C., Marcora, S. M., Coutts, A. J., Wallace, L., McCall, A., & Impellizzeri, F. M. (2022). Development of a revised conceptual framework of physical training for use in research and practice. *Sports Medicine*, 52(4), 709–724. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01551-5>

139. Jenkins, N. D. M., Housh, T. J., Buckner, S. L., Bergstrom, H. C., Cochrane, K. C., Hill, E. C., Smith, C. M., Schmidt, R. J., Johnson, G. O., & Cramer, J. T. (2016). Neuromuscular adaptations after 2 and 4 weeks of 80% versus 30% 1-repetition maximum resistance training to failure. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(8), 2174–2185. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001308>
140. Jespersen, E., Verhagen, E., Holst, R., Klakk, H., Heidemann, M., Røsten, C. T., Franz, C., & Wedderkopp, N. (2014). Total body fat percentage and body mass index and the association with lower extremity injuries in children: A 2.5-year longitudinal study. *British Journal of Sports Medicine*, 48(20), 1497–1502. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092790>
141. Jones, B. H., Hauschild, V. D., & Canham-Chervak, M. (2018). Musculoskeletal training injury prevention in the U.S. Army: Evolution of the science and the public health approach. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(11), 1139–1146. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.02.011>
142. Joyce, D., & Lewindon, D. (Eds.). (2016). *Sports injury prevention and rehabilitation: Integrating medicine and science for performance solutions*. Routledge.
143. Kahraman, M. Z., Okut, S., & Çelik, İ. (2025). The relationship between body composition and speed, agility, and strength parameters in regional amateur league football players. *Avrasya Spor Bilimleri ve Eğitim Dergisi*, 7(1), 117–130. <https://doi.org/10.47778/ejsse.1600994>
144. Kang, K. K., Ciminero, M. L., Parry, J. A., & Mauffrey, C. (2021). The psychological effects of musculoskeletal trauma. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 29(7), e322–e329. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-20-00637>
145. Kaplan, J. T., Ramsay, J. W., Cameron, S. E., Seymore, K. D., Brehler, M., Thawait, G. K., Zbijewski, W. B., Siewerdsen, J. H., & Brown, T. N. (2020). Association between knee anatomic metrics and biomechanics for male soldiers landing with load. *The American Journal of Sports Medicine*, 48(6), 1389–1397. <https://doi.org/10.1177/0363546520911608>
146. Kaufman, K. (2000). Military training-related injuries: Surveillance, research, and prevention. *American Journal of Preventive Medicine*, 18(1), 54–63. [https://doi.org/10.1016/S0749-3797\(00\)00114-8](https://doi.org/10.1016/S0749-3797(00)00114-8)

147. Keiner, M., Sander, A., Wirth, K., & Schmidtbleicher, D. (2014). Long-term strength training effects on change-of-direction sprint performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(1), 223–231. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318295644b>
148. Keizer, M. N. J., Hijmans, J. M., Gokeler, A., Benjaminse, A., & Otten, E. (2020). Healthy subjects with lax knees use less knee flexion rather than muscle control to limit anterior tibia translation during landing. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 7(1), 32. <https://doi.org/10.1186/s40634-020-00246-6>
149. Kekelekis, A., Musa, R. M., Nikolaidis, P. T., Clemente, F. M., & Kellis, E. (2024). Hip muscle strength ratios predicting groin injury in male soccer players using machine learning and multivariate analysis: A prospective cohort study. *Muscles*, 3(3), 297–309. <https://doi.org/10.3390/muscles3030026>
150. Kellis, E., & Baltzopoulos, V. (1995). Isokinetic eccentric exercise. *Sports Medicine*, 19(3), 202–222. <https://doi.org/10.2165/00007256-199519030-00005>
151. Kellis, E., Galanis, N., & Kofotolis, N. (2019). Hamstring-to-quadriceps ratio in female athletes with a previous hamstring injury, anterior cruciate ligament reconstruction, and controls. *Sports*, 7(10), 214. <https://doi.org/10.3390/sports7100214>
152. Kellis, E., Sahinis, C., & Baltzopoulos, V. (2023). Is hamstrings-to-quadriceps torque ratio useful for predicting anterior cruciate ligament and hamstring injuries? A systematic and critical review. *Journal of Sport and Health Science*, 12(3), 343–358. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2022.01.002>
153. Kimura, Y., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Yamamoto, Y., Maeda, S., Hayashi, Y., & Sasaki, S. (2011). Longitudinal study of dynamic lower limb alignment during landing in pubescent children [Conference abstract]. *British Journal of Sports Medicine*, 45(4), 356.2–356. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2011.084038.131>
154. Knapik, J. J., Harman, E. A., Steelman, R. A., & Graham, B. S. (2012). A systematic review of the effects of physical training on load carriage performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(2), 585–597. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182429853>
155. Knapik, J. J., Jones, S. B., Darakjy, S., Hauret, K. G., Bullock, S. H., Sharp, M. A., & Jones, B. H. (2007). Injury rates and injury risk factors among U.S. Army wheel vehicle mechanics. *Military Medicine*, 172(9), 988–996. <https://doi.org/10.7205/MILMED.172.9.988>

156. Knief, U., & Forstmeier, W. (2021). Violating the normality assumption may be the lesser of two evils. *Behavior Research Methods*, 53(6), 2576–2590. <https://doi.org/10.3758/s13428-021-01587-5>
157. Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
158. Korotych, V. (2024). Assessment of physical (somatic) health of young men in the construction of health-improving strength training. *Bulletin of Medical and Biological Research*, 6(2), 25–37. <https://doi.org/10.61751/bmbr/2.2024.25>
159. Kraemer, W. J., & Szivak, T. K. (2012). Strength training for the warfighter. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(Suppl 2), S107–S118. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31825d8263>
160. Kratochwill, T. R., & Levin, J. R. (2025). Randomization in single-case design experiments: Addressing threats to internal validity. *School Psychology*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1037/spq0000685>
161. Krupenevich, R., Rider, P., Domire, Z., & DeVita, P. (2015). Males and females respond similarly to walking with a standardized, heavy load. *Military Medicine*, 180(9), 994–1000. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-14-00499>
162. Kyröläinen, H., Pihlainen, K., Vaara, J. P., Ojanen, T., & Santtila, M. (2018). Optimising training adaptations and performance in military environment. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(11), 1131–1138. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.11.019>
163. Lakens, D. (2022). Sample size justification. *Collabra: Psychology*, 8(1), 33267. <https://doi.org/10.1525/collabra.33267>
164. Lamont, H. S., Cramer, J. T., Bemben, D. A., Shehab, R. L., Anderson, M. A., & Bemben, M. G. (2011). Effects of a 6-week periodized squat training with or without whole-body vibration upon short-term adaptations in squat strength and body composition. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(7), 1839–1848. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e7ffad>
165. Ledford, J. R. (2018). No randomization? No problem: Experimental control and random assignment in single case research. *American Journal of Evaluation*, 39(1), 71–90. <https://doi.org/10.1177/1098214017723110>

166. Lendal, M. S., & Kjaer, M. (2021). Musculoskeletal sports medicine injuries in special operations forces soldiers. *Translational Sports Medicine*, 4(6), 872–881. <https://doi.org/10.1002/tsm2.291>
167. Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Giraido, J. L., & Fu, F. H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 130–137. <https://doi.org/10.1177/036354659702500126>
168. Letafatkar, A., Mantashloo, Z., & Moradi, M. (2018). Comparison of the time to stabilization and activity of the lower extremity muscles during jump-landing in subjects with and without genu varum. *Gait & Posture*, 65, 256–261. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.001>
169. Lima, Y. L., Collings, T. J., Hall, M., Bourne, M. N., & Diamond, L. E. (2024). Injury prevention programmes fail to change most lower limb kinematics and kinetics in female team field and court sports: A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Sports Medicine*, 54(4), 933–952. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01974-2>
170. Lin, C.-F., Liu, H., Gros, M. T., Weinhold, P., Garrett, W. E., & Yu, B. (2012). Biomechanical risk factors of non-contact ACL injuries: A stochastic biomechanical modeling study. *Journal of Sport and Health Science*, 1(1), 36–42. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2012.01.001>
171. Llurda-Almuzara, L., Pérez-Bellmunt, A., López-de-Celis, C., Aiguadé, R., Seijas, R., Casasayas-Cos, O., Labata-Lezaun, N., & Alvarez, P. (2020). Normative data and correlation between dynamic knee valgus and neuromuscular response among healthy active males: A cross-sectional study. *Scientific Reports*, 10(1), 17206. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-74177-8>
172. Lopes, T. J. A., Simic, M., Myer, G. D., Ford, K. R., Hewett, T. E., & Pappas, E. (2018). The effects of injury prevention programs on the biomechanics of landing tasks: A systematic review with meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(6), 1492–1499. <https://doi.org/10.1177/0363546517716930>
173. Lorah, J. (2018). Effect size measures for multilevel models: Definition, interpretation, and TIMSS example. *Large-Scale Assessments in Education*, 6(1), 8. <https://doi.org/10.1186/s40536-018-0061-2>

174. Lovalekar, M., Hauret, K., Roy, T., Taylor, K., Blacker, S. D., Newman, P., Yanovich, R., Fleischmann, C., Nindl, B. C., Jones, B., & Canham-Chervak, M. (2021). Musculoskeletal injuries in military personnel: Descriptive epidemiology, risk factor identification, and prevention. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 24(10), 963–969. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2021.03.016>
175. Lu, W., Du, Z., & Zhou, A. (2023). Fast and medium tempo resistance training with a low number of repetitions in trained men: Effects on maximal strength and power output. *Journal of Human Kinetics*, 87, 157–165. <https://doi.org/10.5114/jhk/161472>
176. Magnuson, J. R., Kang, H. J., Debenham, M. I. B., McNeil, C. J., & Dalton, B. H. (2023). Effects of sleep deprivation on perceived and performance fatigability in females: An exploratory study. *European Journal of Sport Science*, 23(9), 1922–1931. <https://doi.org/10.1080/17461391.2022.2115944>
177. Makaruk, H., Czaplicki, A., Sacewicz, T., & Sadowski, J. (2014). The effects of single versus repeated plyometrics on landing biomechanics and jumping performance in men. *Biology of Sport*, 31(1), 9–14. <https://doi.org/10.5604/20831862.1083273>
178. Makaruk, H., & Sacewicz, T. (2011). The effect of drop height and body mass on drop jump intensity. *Biology of Sport*, 28(1), 63–67. <https://doi.org/10.5604/935873>
179. Manoel, M. E., Harris-Love, M. O., Danoff, J. V., & Miller, T. A. (2008). Acute effects of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle power in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1528–1534. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31817b0433>
180. Markovic, G., & Mikulic, P. (2010). Neuromusculoskeletal and performance adaptations to lower-extremity plyometric training. *Sports Medicine*, 40(10), 859–895. <https://doi.org/10.2165/11318370-000000000-00000>
181. Marotta, N., Demeco, A., Moggio, L., Isabello, L., Iona, T., & Ammendolia, A. (2020). Correlation between dynamic knee valgus and quadriceps activation time in female athletes. *Journal of Physical Education and Sport*, 20(5), 2508–2512. <https://doi.org/10.7752/jpes.2020.05342>

182. Marušič, J., Kozinc, Ž., Hadžić, V., & Šarabon, N. (2024). Isometric hip abduction and adduction strength ratios: A literature review with quantitative synthesis. *Isokinetics and Exercise Science*, 32(1), 1–10. <https://doi.org/10.3233/IES-220128>
183. Massini, D. A., Nedog, F. H., De Oliveira, T. P., Almeida, T. A. F., Santana, C. A. A., Neiva, C. M., Macedo, A. G., Castro, E. A., Espada, M. C., Santos, F. J., & Pessôa Filho, D. M. (2022). The effect of resistance training on bone mineral density in older adults: A systematic review and meta-analysis. *Healthcare*, 10(6), 1129. <https://doi.org/10.3390/healthcare10061129>
184. Mattila, V. M., Tallroth, K., Marttinen, M., & Pihlajamäki, H. (2007). Body composition by DXA and its association with physical fitness in 140 conscripts. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(12), 2242–2247. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318155a813>
185. Mauntel, T. C., Frank, B. S., Begalle, R. L., Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2014). Kinematic differences between those with and without medial knee displacement during a single-leg squat. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(6), 707–712. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0003>
186. McCurdy, K., Walker, J., Saxe, J., & Woods, J. (2012). The effect of short-term resistance training on hip and knee kinematics during vertical drop jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(5), 1257–1264. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31824f2386>
187. McGuire, B., & King, B. (2021). Neuromuscular risk factors for non-contact knee injury: A systematic review and meta-analysis. *medRxiv* [preprint]. <https://doi.org/10.1101/2021.09.06.21263164>
188. McKee, M., Britton, A., Black, N., McPherson, K., Sanderson, C., & Bain, C. (1999). Methods in health services research: Interpreting the evidence: Choosing between randomised and non-randomised studies. *BMJ*, 319(7205), 312–315. <https://doi.org/10.1136/bmj.319.7205.312>
189. McLean, S. G., Huang, X., & Van Den Bogert, A. J. (2005). Association between lower-extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*, 20(8), 863–870. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.05.007>

190. McLean, S. G., & Samorezov, J. E. (2008). Fatigue-induced adaptations in central control increase the risk of non-contact ACL injury [Conference abstract]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(5 Suppl), S28. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000321567.19425.51>
191. McNair, P. J., Prapavessis, H., & Callender, K. (2000). Decreasing landing forces: Effect of instruction. *British Journal of Sports Medicine*, 34(4), 293–296. <https://doi.org/10.1136/bjism.34.4.293>
192. McNitt-Gray, J. L. (1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(2), 201–224. <https://doi.org/10.1123/ijsb.7.2.201>
193. McPherson, A. L., Dowling, B., Tubbs, T. G., & Paci, J. M. (2016). Sagittal plane kinematic differences between dominant and non-dominant legs in unilateral and bilateral jump landings. *Physical Therapy in Sport*, 22, 54–60. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.04.001>
194. Merrigan, J. J., O'Toole, K. B., Wutzke, C. J., & Jones, M. T. (2022). Kinetic and kinematic analysis of various drop jump performances in Army Reserve Officer Training Corps cadets. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 36(3), 738–746. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004041>
195. Mikkonen, R. S., Drain, J. R., Vaara, J., Nindl, B., & Kyröläinen, H. (2024). Importance of strength training for sustaining performance and health in military personnel. *BMJ Military Health*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1136/military-2024-002744>
196. Militarysklad. (2025). *Helmy – kevlarové balistické* [Webová stránka]. Citováno 22. 10. 2025. <https://www.militarysklad.cz/kategorie/helmy-kevlarove-balisticke-0148>
197. Ministerstvo obrany České republiky. (2025, October). *Historie Armády České republiky* [Webová stránka]. Citováno 22. 10. 2025. <https://doarmady.mo.gov.cz/o-armade/poznejte-armadu/historie-armady-cr>
198. Mjølsnes, R., Arnason, A., Østhagen, T., Raastad, T., & Bahr, R. (2004). A 10-week randomized trial comparing eccentric vs. concentric hamstring strength training in well-trained soccer players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 14(5), 311–317. <https://doi.org/10.1046/j.1600-0838.2003.367.x>

199. Moffit, T. J., Montgomery, M. M., Lockie, R. G., & Pamukoff, D. N. (2020). Association between knee- and hip-extensor strength and running-related injury biomechanics in collegiate distance runners. *Journal of Athletic Training*, 55(12), 1262–1269. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0532.19>
200. Mohammadi, F., Azma, K., Naseh, I., Emadifard, R., & Etemadi, Y. (2013). Military exercises, knee and ankle joint position sense, and injury in male conscripts: A pilot study. *Journal of Athletic Training*, 48(6), 790–796. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.3.06>
201. Mohammadyari, S., Shakibirad, A., & Nemati, N. (2023). The effect of the STOP-X program on knee valgus, static and dynamic balance in military cadets with dynamic knee valgus deficiency. *Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing*, 9(3). <https://doi.org/10.22034/ijrn.9.3.11>
202. Molloy, J. M., Pendergrass, T. L., Lee, I. E., Chervak, M. C., Hauret, K. G., & Rhon, D. I. (2020). Musculoskeletal injuries and United States Army readiness. Part I: Overview of injuries and their strategic impact. *Military Medicine*, 185(9–10), e1461–e1471. <https://doi.org/10.1093/milmed/usaa027>
203. Monikh, K., Kashef, M., Azad, A., & Ghasemnian, A. (2015). Effects of 6 weeks resistance training on body composition, serum leptin and muscle strength in non-athletic men. *Quarterly of Horizon of Medical Sciences*, 21(2), 135–140. <https://doi.org/10.18869/acadpub.hms.21.2.135>
204. Morrison, S. A., Petri, R. M., Hunter, H. L., Raju, D., & Gower, B. (2016). Comparison of the Lunar Prodigy and iDXA dual-energy X-ray absorptiometers for assessing total and regional body composition. *Journal of Clinical Densitometry*, 19(3), 290–297. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2015.06.003>
205. Muckelt, P. E., Power, C. N. T., Patterson, J., Stevens, L., Powell, C., Warner, M. B., Stokes, M. J., & Fallowfield, J. L. (2024). Efficacy of neuromuscular exercises to promote movement quality and reduce musculoskeletal injury during initial military training in Royal Navy recruits. *BMJ Military Health*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1136/military-2024-002674>

206. Mueske, N., Feifer, D. T., VandenBerg, C., Pace, J. L., Katzel, M. J., Zaslow, T., Edison, B., & Wren, T. (2019). Effect of static anatomic alignment on dynamic limb valgus during side-step cutting in uninjured adolescent athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 7(3 Suppl), 2325967119S00028. <https://doi.org/10.1177/2325967119S00028>
207. Munro, A., Herrington, L., & Carolan, M. (2012). Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(1), 7–11. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.1.7>
208. Murayama, K., Usami, S., & Sakaki, M. (2022). Summary-statistics-based power analysis: A new and practical method to determine sample size for mixed-effects modeling. *Psychological Methods*, 27(6), 1014–1038. <https://doi.org/10.1037/met0000330>
209. Myer, G. D., Ford, K. R., Khoury, J., & Hewett, T. E. (2011). Three-dimensional motion analysis validation of a clinic-based nomogram designed to identify high ACL injury risk in female athletes. *The Physician and Sportsmedicine*, 39(1), 19–28. <https://doi.org/10.3810/psm.2011.02.1858>
210. Myer, G. D., Ford, K. R., McLean, S. G., & Hewett, T. E. (2006). The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(3), 445–455. <https://doi.org/10.1177/0363546505281241>
211. Nagai, T. (2010). *Effects of 8-week nonlinear periodized training program on physical fitness and contributors of functional knee joint stability in 101st Division Army soldiers* [Master's thesis, University of Pittsburgh].
212. Nagano, H., Levinger, P., Downie, C., Hayes, A., & Begg, R. (2015). Contribution of lower limb eccentric work and different step responses to balance recovery among older adults. *Gait & Posture*, 42(3), 257–262. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.014>
213. Nakagawa, K., Takamatsu, R., & Matsushima, M. (2022). Sex differences in muscle activity during drop-jump landing motion. *Journal of Health and Medical Sciences*, 5(3). <https://doi.org/10.31014/aior.1994.05.03.226>

214. Nana, A., Slater, G. J., Hopkins, W. G., & Burke, L. M. (2012). Effects of daily activities on dual-energy X-ray absorptiometry measurements of body composition in active people. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(1), 180–189. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318228b60e>
215. Nana, A., Slater, G. J., Stewart, A. D., & Burke, L. M. (2015). Methodology review: Using dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) for the assessment of body composition in athletes and active people. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 25(2), 198–215. <https://doi.org/10.1123/ijsnem.2013-0228>
216. Nari, S. M. S., Alizadeh, M. H., & Shamsoddini, A. (2020). The effect of neuromuscular training on Functional Movement Screen scores in injury-prone military athletes. *Research Square*. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-24163/v1>
217. Nesterovica, D., Vaivads, N., & Stepens, A. (2021). Relationship of footwear comfort, selected size, and lower leg overuse injuries among infantry soldiers. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1), 952. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04839-9>
218. Nguyen, A.-D., Zuk, E. F., Baellow, A. L., Pfile, K. R., DiStefano, L. J., & Boling, M. C. (2017). Longitudinal changes in hip strength and range of motion in female youth soccer players: Implications for ACL injury, a pilot study. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(5), 358–364. <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0197>
219. Nindl, B. C., Barnes, B. R., Alemany, J. A., Frykman, P. N., Shippee, R. L., & Friedl, K. E. (2007). Physiological consequences of U.S. Army Ranger training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(8), 1380–1387. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318067e2f7>
220. Noll, Z. J., & Buob, Q. W. (2024, May 2). Does strength training decrease the risk of sports-related knee injury? *Research Posters – 28th Annual Rowan-Virtua Research Day*. https://doi.org/10.31986/issn.2689-0690_rdw.stratford_research_day.143_2024
221. Norcross, M. F., Lewek, M. D., Padua, D. A., Shultz, S. J., Weinhold, P. S., & Blackburn, J. T. (2013). Lower extremity energy absorption and biomechanics during landing. Part I: Sagittal-plane energy absorption analyses. *Journal of Athletic Training*, 48(6), 748–756. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.4.09>

222. Numata, H., Nakase, J., Kitaoka, K., Shima, Y., Oshima, T., Takata, Y., Shimozaki, K., & Tsuchiya, H. (2018). Two-dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes at risk of non-contact ACL injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(2), 442–447. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4681-9>
223. Nygaard Falch, H., Guldteig Rædergård, H., & van den Tillaar, R. (2019). Effect of different physical training forms on change-of-direction ability: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine – Open*, 5(1), 53. <https://doi.org/10.1186/s40798-019-0223-y>
224. O'Connor, C., Chrystal, R., McIntyre, M., Delahunt, E., & Thorborg, K. (2024). Hip adduction and abduction strength values in elite-level male and female youth soccer players: A comparison between sexes and across age groups. *Physical Therapy in Sport*, 70, 7–14. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2024.08.006>
225. O'Connor, C., McIntyre, M., Delahunt, E., & Thorborg, K. (2023). Reliability and validity of common hip adduction strength measures: The ForceFrame strength testing system versus the sphygmomanometer. *Physical Therapy in Sport*, 59, 162–167. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2022.12.010>
226. O'Donnell, S., & Eitan, D. (2020). A comparison of quadriceps-to-hamstrings ratios during isokinetic testing, cutting, and drop landings in male soccer players. *International Journal of Exercise Science*, 13(4). <https://doi.org/10.70252/PFUL6689>
227. Øfsteng, S. F., Hammarström, D., Knox, S., Jøsok, Ø., Helkala, K., Koll, L., Hanestadhaugen, M., Raastad, T., Rønnestad, B. R., & Ellefsen, S. (2024). Superiority of high-load vs. low-load resistance training in military cadets. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 38(9), 1584–1595. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004830>
228. Ojanen, T., Häkkinen, K., Hanhikoski, J., & Kyröläinen, H. (2020). Effects of task-specific and strength training on simulated military task performance in soldiers. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(21), 8000. <https://doi.org/10.3390/ijerph17218000>
229. Oliver, G. D., Stone, A., Booker, J., & Plummer, H. (2011). A kinematic and kinetic analysis of drop landings in military boots. *Journal of the Royal Army Medical Corps*, 157(3), 218–221. <https://doi.org/10.1136/jramc-157-03-04>

230. Oliver, J. M., Jagim, A. R., Sanchez, A. C., Mardock, M. A., Kelly, K. A., Meredith, H. J., Smith, G. L., Greenwood, M., Parker, J. L., Riechman, S. E., Fluckey, J. D., Crouse, S. F., & Kreider, R. B. (2013). Greater gains in strength and power with intraset rest intervals in hypertrophic training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(11), 3116–3131. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182891672>
231. Olszewski, M., Golec, J., Zajac, B., & Krężalek, P. (2025). Isometric and isokinetic hip strength in males with chronic ankle instability and its relationship with dynamic balance and self-reported instability. *Physical Therapy in Sport*, 72, 9–17. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2024.12.007>
232. Onate, J. A., Guskiewicz, K. M., & Sullivan, R. J. (2001). Augmented feedback reduces jump landing forces. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(9), 511–517. <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.9.511>
233. Orejel Bustos, A., Belluscio, V., Camomilla, V., Lucangeli, L., Rizzo, F., Sciarra, T., Martelli, F., & Giacomozzi, C. (2021). Overuse-related injuries of the musculoskeletal system: Systematic review and quantitative synthesis of injuries, locations, risk factors and assessment techniques. *Sensors*, 21(7), 2438. <https://doi.org/10.3390/s21072438>
234. Orr, R. M., Dawes, J. J., Lockie, R. G., & Godeassi, D. P. (2019). The relationship between lower-body strength and power, and load carriage tasks: A critical review. *International Journal of Exercise Science*, 12(6), 1001–1022. <https://doi.org/10.70252/OVVG8388>
235. Ortiz, A., Rosario-Canales, M., Rodríguez, A., Seda, A., Figueroa, C., & Venegas-Ríos, H. (2016). Reliability and concurrent validity between two-dimensional and three-dimensional evaluations of knee valgus during drop jumps. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 7, 65–73. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S100242>
236. Padua, D. A., DiStefano, L. J., Beutler, A. I., De La Motte, S. J., DiStefano, M. J., & Marshall, S. W. (2015). The Landing Error Scoring System as a screening tool for an ACL injury-prevention program in elite-youth soccer athletes. *Journal of Athletic Training*, 50(6), 589–595. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.1.10>

237. Palmer, K., Hebron, C., & Williams, J. M. (2015). A randomised trial into the effect of an isolated hip abductor strengthening programme and a functional motor control programme on knee kinematics and hip muscle strength. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16, 105. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0563-9>
238. Paoli, A., Grimaldi, K., D'Agostino, D., Cenci, L., Moro, T., Bianco, A., & Palma, A. (2012). Ketogenic diet does not affect strength performance in elite artistic gymnasts. *Journal of the International Society of Sports Nutrition*, 9(1), 34. <https://doi.org/10.1186/1550-2783-9-34>
239. Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M., & Rose, D. (2009). Peak biomechanical variables during bilateral drop landings: Comparisons between sex (female/male) and fatigue (pre-fatigue/post-fatigue). *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 4(2), 83–91.*
240. Parkkari, J., Taanila, H., Suni, J., Mattila, V. M., Ohrankämnen, O., Vuorinen, P., Kannus, P., & Pihlajamäki, H. (2011). Neuromuscular training with injury prevention counselling to decrease the risk of acute musculoskeletal injury in young men during military service: A population-based, randomised study. *BMC Medicine*, 9(1), 35. <https://doi.org/10.1186/1741-7015-9-35>
241. Pasanen, K. (2021). Neuromuscular training and sport injury prevention in different types of sports—What we know and what we do not know? *Translational Sports Medicine*, 4(5), 551–552. <https://doi.org/10.1002/tsm2.275>
242. Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B., & Hewett, T. E. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(10), 1968–1978. <https://doi.org/10.1177/0363546510376053>
243. Perlmutter, J. H., Dolan, C., Quiles, J. M., Blanco, R., Goldsmith, J. A., Mendez, K. M., Byrnes, R. K., Zoeller, R. F., Whitehurst, M., & Zourdos, M. C. (2016). Impact of various concurrent training interventions on squat strength. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(5 Suppl), 957. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000487865.58729.3d>

244. Pfile, K. R., Hart, J. M., Herman, D. C., Hertel, J., Kerrigan, D. C., & Ingersoll, C. D. (2013). Different exercise training interventions and drop-landing biomechanics in high school female athletes. *Journal of Athletic Training*, 48(4), 450–462. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.4.06>
245. Porter, M. M., Nelson, M. E., Singh, M. A. F., Layne, J. E., Morganti, C. M., Trice, I., Economos, C. D., Roubenoff, R., & Evans, W. J. (2002). Effects of long-term resistance training and detraining on strength and physical activity in older women. *Journal of Aging and Physical Activity*, 10(3), 260–270. <https://doi.org/10.1123/japa.10.3.260>
246. Prapavessis, H., McNair, P. J., Anderson, K., & Hohepa, M. (2003). Decreasing landing forces in children: The effect of instructions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(4), 204–207. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.4.204>
247. Presti, N., Rideout, T. C., Temple, J. L., Bratta, B., & Hostler, D. (2024). Recovery after exercise-induced muscle damage in subjects following a vegetarian or mixed diet. *Nutrients*, 16(16), 2711. <https://doi.org/10.3390/nu16162711>
248. Quatman, C. E., Kiapour, A. M., Kiapour, A., Levine, J. W., Wordeman, S. C., Demetropoulos, C. K., Hewett, T. E., & Goel, V. K. (2012). Effects of quadriceps and hamstrings ratio on ACL strain during landing activities. *ASME 2012 Summer Bioengineering Conference, Parts A and B*, 181–182. <https://doi.org/10.1115/SBC2012-80672>
249. Quintana-Cepedal, M., Vicente-Rodríguez, G., Crespo, I., & Olmedillas, H. (2025). Is hip adductor or abductor strength in healthy athletes associated with future groin pain? A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 59(7), 501–509. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2024-108836>
250. Ratamess, N., & Brent, A. (2009). Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(3), 687–708. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181915670>
251. Ren, Y., Wang, C., Zhang, L., & Lu, A. (2022). The effects of visual cognitive tasks on landing stability and lower extremity injury risk in high-level soccer players. *Gait & Posture*, 92, 230–235. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.031>

252. Rhea, M. R., Alvar, B. A., Burkett, L. N., & Ball, S. D. (2003). A meta-analysis to determine the dose response for strength development. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(3), 456–464. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000053727.63505.D4>
253. Ribič, A., Hadzic, V., & Spudić, D. (2024). Hip adduction and abduction strength in different test positions and their relationship to previous groin injuries in women footballers. *Research in Sports Medicine*, 32(6), 1055–1066. <https://doi.org/10.1080/15438627.2024.2368898>
254. Rodricks, N., Deccy, S., Saint Louis, M. E., Quintero, D., Ramirez, J., & Paultre, K. J. (2024). Effect of plyometrics on bone mineral density in young adults: A systematic review and meta-analysis. *Translational Journal of the American College of Sports Medicine*, 9(1). <https://doi.org/10.1249/TJX.0000000000000242>
255. Rodríguez, C., Echegoyen, S., & Aoyama, T. (2018). The effects of “Prevent Injury and Enhance Performance Program” in a female soccer team. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(5). <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.07024-4>
256. Rodriguez, R. (2020). Measuring the hip adductor to abductor strength ratio in ice hockey and soccer players: A critically appraised topic. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(1), 116–121. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0250>*
257. Rondanelli, M., Gasparri, C., Perdoni, F., Riva, A., Petrangolini, G., Peroni, G., Faliva, M. A., Naso, M., & Perna, S. (2022). Bone mineral density reference values in 18- to 95-year-old population in Lombardy Region, Italy. *American Journal of Men's Health*, 16(5), 15579883221119363. <https://doi.org/10.1177/15579883221119363>
258. Ross, J. (1993). A review of lower limb overuse injuries during basic military training. Part 1: Types of overuse injuries. *Military Medicine*, 158(6), 410–415. <https://doi.org/10.1093/milmed/158.6.410>
259. Roy, T. C., & Lopez, H. P. (2013). A comparison of deployed occupational tasks performed by different types of military battalions and resulting low back pain. *Military Medicine*, 178(8), e937–e943. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-12-00539>

260. Roy, T. C., Piva, S. R., Christiansen, B. C., Lesher, J. D., Doyle, P. M., Waring, R. M., Irrgang, J. J., Moore, C. G., Brininger, T. L., & Sharp, M. A. (2016). Heavy loads and lifting are risk factors for musculoskeletal injuries in deployed female soldiers. *Military Medicine*, 181(11), e1476–e1483. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-15-00435>
261. Roy, T. C., Richardson, M. D., Ritland, B. M., Cushing, R. E., & Nguyen, V. T. (2022). The occupational military neuromusculoskeletal injury matrix. *Military Medicine*, 187(7–8), e889–e897. <https://doi.org/10.1093/milmed/usab300>
262. Ruas, C. V., Pinto, R. S., Haff, G. G., Lima, C. D., & Brown, L. E. (2019a). Effects of different combinations of concentric and eccentric resistance training programs on traditional and alternative hamstrings-to-quadriceps ratios. *Sports*, 7(10), 221. <https://doi.org/10.3390/sports7100221>
263. Ruas, C. V., Pinto, R. S., Haff, G. G., Lima, C. D., Pinto, M. D., & Brown, L. E. (2019b). Alternative methods of determining hamstrings-to-quadriceps ratios: A comprehensive review. *Sports Medicine – Open*, 5(1), 11. <https://doi.org/10.1186/s40798-019-0185-0>
264. Russell, K. A., Palmieri, R. M., Zinder, S. M., & Ingersoll, C. D. (2006). Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *Journal of Athletic Training*, 41(2), 166–171.
265. Russo, L. M., & Row Lazzarini, B. S. (2015). Dynamic knee valgus: Effect of warm-up duration on female soccer players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(5 Suppl), 86. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000476637.10811.ba>
266. Sahabuddin, F. N. A., Jamaludin, N. I., Amir, N. H., & Shaharudin, S. (2021). The effects of hip- and ankle-focused exercise intervention on dynamic knee valgus: A systematic review. *PeerJ*, 9, e11731. <https://doi.org/10.7717/peerj.11731>
267. Sakugawa, R. L., Moura, B. M., Orssatto, L. B. D. R., Bezerra, E. D. S., Cadore, E. L., & Diefenthaler, F. (2019). Effects of resistance training, detraining, and retraining on strength and functional capacity in elderly. *Aging Clinical and Experimental Research*, 31(1), 31–39. <https://doi.org/10.1007/s40520-018-0970-5>

268. Salci, Y., Kentel, B. B., Heycan, C., Akin, S., & Korkusuz, F. (2004). Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. *Clinical Biomechanics*, 19(6), 622–628. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.03.006>
269. Sale, C., Greeves, J. P., Leamon, S. M., Bunting, A., Timothy, H., Mutalik, C., Bilzon, J., & Braithwaite, M. (2007). Risk factors for stress fracture injury in British Army standard entry recruits: 2180 Board #93 June 1 8:00 AM–9:30 AM. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(5 Suppl), S391. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000274539.25530.46>
270. Santamaria, L. J., & Webster, K. E. (2010). The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: A systematic review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(8), 464–473. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3295>
271. Santos, W., Rojas, C., Isidoro, R., Lorente, A., Dias, A., Mariscal, G., Benlloch, M., & Lorente, R. (2025). Efficacy of ergonomic interventions on work-related musculoskeletal pain: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Medicine*, 14(9), 3034. <https://doi.org/10.3390/jcm14093034>
272. Santtila, M., Kyröläinen, H., & Häkkinen, K. (2009). Changes in maximal and explosive strength, electromyography, and muscle thickness of lower and upper extremities induced by combined strength and endurance training in soldiers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(4), 1300–1308. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181a884bc>
273. Saryono, S., Irawan, A., Nopembri, S., Wiharja, A., & Zein, M. I. (2022). The effects of the FIVE futsal injury prevention program on lower limb muscle strength among young futsal players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 62(12). <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.22.13498-5>
274. Scarneo, S. E., Root, H. J., Martinez, J. C., Denegar, C., Casa, D. J., Mazerolle, S. M., Dann, C. L., Aerni, G. A., & DiStefano, L. J. (2017). Landing technique improvements after an aquatic-based neuromuscular training program in physically active women. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(1), 8–14. <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0052>

275. Sell, T. C., Chu, Y., Abt, J. P., Nagai, T., Deluzio, J., McGrail, M. A., Rowe, R. S., & Lephart, S. M. (2010). Minimal additional weight of combat equipment alters air assault soldiers' landing biomechanics. *Military Medicine*, 175(1), 41–47. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-09-00066>
276. Sharafoddin-Shirazi, F., Letafatkar, A., Hogg, J., & Saatchian, V. (2020). Biomechanical asymmetries persist after ACL reconstruction: Results of a 2-year study. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 7(1), 86. <https://doi.org/10.1186/s40634-020-00301-2>
277. Shaw, I. B., Blue, M. N., Pexa, B. S., Westbrook, A. E., Ford, K. R., Taylor, J. B., & Johnston, C. D. (2022). Impact of limb and total body composition on drop vertical jump landing kinematics: 1905. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 54(9 Suppl), 567–568. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000882180.95707.c1>
278. Shi, Y., & Lee, J.-H. (2018). Sample size calculations for group randomized trials with unequal group sizes through Monte Carlo simulations. *Statistical Methods in Medical Research*, 27(9), 2569–2580. <https://doi.org/10.1177/0962280216682775>
279. Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420–428. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420>
280. Schmitz, R. J., Kulas, A. S., Perrin, D. H., Riemann, B. L., & Shultz, S. J. (2007). Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clinical Biomechanics*, 22(6), 681–688. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.03.001>
281. Schnirring, L. (2003). Ephedra use under fire: Deaths amplify safety concerns. *The Physician and Sportsmedicine*, 31(4), 13–15. <https://doi.org/10.3810/psm.2003.04.282>
282. Schoenfeld, B., & Snarr, R. L. (Eds.). (2022). *NSCA's essentials of personal training* (3rd ed.). Human Kinetics.
283. Sidani, S., & O'Rourke, H. (2022). Quantitative and qualitative strategies to strengthen internal validity in randomized trials. *Canadian Journal of Nursing Research*, 54(1), 87–95. <https://doi.org/10.1177/0844562120974197>

284. Sinclair, J., Taylor, P. J., & Atkins, S. (2015). Influence of running shoes and cross-trainers on Achilles tendon forces during running compared with military boots. *Journal of the Royal Army Medical Corps*, 161(2), 140–143. <https://doi.org/10.1136/jramc-2014-000308>
285. Slater, A., Campbell, A., Smith, A., & Straker, L. (2015). Greater lower limb flexion in gymnastic landings is associated with reduced landing force: A repeated measures study. *Sports Biomechanics*, 14(1), 45–56. <https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1029514>
286. Smith, C., Doma, K., Heilbronn, B., & Leicht, A. (2022). Effect of exercise training programs on physical fitness domains in military personnel: A systematic review and meta-analysis. *Military Medicine*, 187(9–10), 1065–1073. <https://doi.org/10.1093/milmed/usac040>
287. Smith, L., Westrick, R., Sauers, S., Cooper, A., Scofield, D., Claro, P., & Warr, B. (2016). Underreporting of musculoskeletal injuries in the US Army: Findings from an infantry brigade combat team survey study. *Sports Health*, 8(6), 507–513. <https://doi.org/10.1177/1941738116670873>
288. Sousa, A. C., Marinho, D. A., Gil, M. H., Izquierdo, M., Rodríguez-Rosell, D., Neiva, H. P., & Marques, M. C. (2018). Concurrent training followed by detraining: Does the resistance training intensity matter? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(3), 632–642. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002237>
289. Stastny, P., Lehnert, M., & Tufano, J. J. (2018). Muscle imbalances: Testing and training functional eccentric hamstring strength in athletic populations. *Journal of Visualized Experiments*, 135, e57508. <https://doi.org/10.3791/57508>
290. Stearns-Reider, K. M., Straub, R. K., & Powers, C. M. (2021). Hip abductor rate of torque development as opposed to isometric strength predicts peak knee valgus during landing: Implications for anterior cruciate ligament injury. *Journal of Applied Biomechanics*, 37(5), 471–476. <https://doi.org/10.1123/jab.2020-0398>

291. Steinberg, N., Bar-Sela, S., Moran, U., Pantanowitz, M., Waddington, G., Adams, R., Svorai Band, S., & Funk, S. (2021). Injury prevention exercises for reduced incidence of injuries in combat soldiers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(11), 3128–3138. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004053>
292. Stensrud, S., Myklebust, G., Kristianslund, E., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2011). Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players. *British Journal of Sports Medicine*, 45(7), 589–595. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2010.078287>
293. Stewart, K. M., Klute, G. K., & Neptune, R. R. (2024). Influence of walking over unexpected uneven terrain on joint loading for individuals with transtibial amputation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 146(8), 081009. <https://doi.org/10.1115/1.4065045>
294. Suarez-Arrones, L., Lara-Lopez, P., Torreno, N., Saez de Villarreal, E., Di Salvo, V., & Mendez-Villanueva, A. (2019). Effects of strength training on body composition in young male professional soccer players. *Sports*, 7(5), 104. <https://doi.org/10.3390/sports7050104>
295. Subhy Alsheikhly, A., & Subhy Alsheikhly, M. (2019). Musculoskeletal injuries: Types and management protocols for emergency care. In *Essentials of accident and emergency medicine*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.81939>
296. Swain, D. P., Onate, J. A., Ringleb, S. I., Naik, D. N., & DeMaio, M. (2010). Effects of training on physical performance wearing personal protective equipment. *Military Medicine*, 175(9), 664–670. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-09-00198>
297. Szewczyk, J., Świta, M., & Szuciak, A. (2024). Impact of strength training on the prevention of orthopedic injuries in sports: A literature review. *Quality in Sport*, 31, 55268. <https://doi.org/10.12775/QS.2024.31.55268>
298. Tamura, A., Akasaka, K., Otsudo, T., Sawada, Y., Okubo, Y., Shiozawa, J., Toda, Y., & Yamada, K. (2016). Fatigue alters landing shock attenuation during a single-leg vertical drop jump. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4(1), 232596711562641. <https://doi.org/10.1177/2325967115626412>

299. Teng, P. S. P., Kong, P. W., & Leong, K. F. (2017). Effects of foot rotation positions on knee valgus during single-leg drop landing: Implications for ACL injury risk reduction. *The Knee*, 24(3), 547–554. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.01.014>
300. Ter Stege, M. H. P., Dallinga, J. M., Benjaminse, A., & Lemmink, K. A. P. M. (2014). Effect of interventions on potential, modifiable risk factors for knee injury in team ball sports: A systematic review. *Sports Medicine*, 44(10), 1403–1426. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0216-4>
301. Thompson-Kolesar, J. A., Gatewood, C. T., Tran, A. A., Silder, A., Shultz, R., Delp, S. L., & Dragoo, J. L. (2018). Age influences biomechanical changes after participation in an anterior cruciate ligament injury prevention program. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(3), 598–606. <https://doi.org/10.1177/0363546517744313>
302. Tilbury-Davis, D. C., & Hooper, R. H. (1999). The kinetic and kinematic effects of increasing load carriage upon the lower limb. *Human Movement Science*, 18(5), 693–700. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(99\)00026-3](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(99)00026-3)
303. Tsarouhas, A., Giakas, G., Malizos, K. N., Spiropoulos, G., Sideris, V., Koutedakis, Y., & Hantes, M. E. (2015). Dynamic effect of quadriceps muscle activation on anterior tibial translation after single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 31(7), 1303–1309. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2015.02.028>
304. Turner, A. (2016). Strength and conditioning for British soldiers. *Strength & Conditioning Journal*, 38(3), 59–68. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000146>
305. Tyler, T. F., Nicholas, S. J., Campbell, R. J., & McHugh, M. P. (2001). The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice hockey players. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(2), 124–128. <https://doi.org/10.1177/03635465010290020301>
306. Uchida, T. K., & Delp, S. (2020). *Biomechanics of movement: The science of sports, robotics, and rehabilitation*. MIT Press.

307. VALD Performance. (2025). *ForceFrame*. Citováno 23. 10. 2025. <https://valdperformance.com/products/forceframe>
308. Valenzuela-Barrero, C., Núñez-Sánchez, F. J., Loturco, I., & Pareja-Blanco, F. (2024). Effects of light- vs heavy-load squat training on velocity, strength, power, and total mechanical work in recreationally trained men and women. *Biology of Sport*, 41(2), 3–11. <https://doi.org/10.5114/biolsport.2024.129487>
309. Vescovi, J. D., Canavan, P. K., & Hasson, S. (2008). Effects of a plyometric program on vertical landing force and jumping performance in college women. *Physical Therapy in Sport*, 9(4), 185–192. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2008.08.001>
310. Villarrasa-Sapiña, I., Serra-Añó, P., Pardo-Ibáñez, A., González, L.-M., & García-Massó, X. (2017). Relationship between body composition and vertical ground reaction forces in obese children when walking. *Clinical Biomechanics*, 41, 77–81. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.12.008>
311. Walker, S., & Häkkinen, K. (2014). Similar increases in strength after short-term resistance training due to different neuromuscular adaptations in young and older men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(11), 3041–3048. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000381>
312. Wallace, B. J., Kernozek, T. W., White, J. M., Kline, D. E., Wright, G. A., Peng, H.-T., & Huang, C.-F. (2010). Quantification of vertical ground reaction forces of popular bilateral plyometric exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(1), 207–212. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c3b841>
313. Wang, H., Frame, J., Ozimek, E., Leib, D., & Dugan, E. L. (2012). Influence of fatigue and load carriage on mechanical loading during walking. *Military Medicine*, 177(2), 152–156. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-11-00210>
314. Wang, H., Frame, J., Ozimek, E., Reedstrom, C., Leib, D., & Dugan, E. (2011). Effects of load carriage and muscular fatigue on ground reaction loading rate during walking: 629 Board #4 8:00 AM – 10:00 AM. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(5 Suppl), 30. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000402761.29699.81>

315. Wardle, S. L., & Greeves, J. P. (2017). Mitigating the risk of musculoskeletal injury: A systematic review of the most effective injury prevention strategies for military personnel. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20, S3–S10. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.09.014>
316. Wernbom, M., Augustsson, J., & Thomée, R. (2007). The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans. *Sports Medicine*, 37(3), 225–264. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737030-00004>
317. Westfall, J., Kenny, D. A., & Judd, C. M. (2014). Statistical power and optimal design in experiments in which samples of participants respond to samples of stimuli. *Journal of Experimental Psychology: General*, 143(5), 2020–2045. <https://doi.org/10.1037/xge0000014>
318. Whyte, E. F., Kennelly, P., Milton, O., Richter, C., O'Connor, S., & Moran, K. A. (2017). The effects of limb dominance and a short-term, high-intensity exercise protocol on both landings of the vertical drop jump: Implications for the vertical drop jump as a screening tool. *Sports Biomechanics*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1371215>
319. Wilczyński, B., Wąż, P., & Zorena, K. (2021). Impact of three strengthening exercises on dynamic knee valgus and balance with poor knee control among young football players: A randomized controlled trial. *Healthcare*, 9(5), 558. <https://doi.org/10.3390/healthcare9050558>
320. Wild, C. Y., Steele, J. R., & Munro, B. J. (2013). Insufficient hamstring strength compromises landing technique in adolescent girls. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 45(3), 497–505. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31827772f6>
321. Wilk, M., Tufano, J. J., & Zajac, A. (2020). The influence of movement tempo on acute neuromuscular, hormonal, and mechanical responses to resistance exercise—A mini review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(8), 2369–2383. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003636>
322. Willadsen, E. M., Zahn, A. B., & Durall, C. J. (2019). What is the most effective training approach for preventing noncontact ACL injuries in high school-aged female athletes? *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(1), 94–98. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0055>

323. Williams, A. G., Rayson, M. P., & Jones, D. A. (2004). Training diagnosis for a load carriage task. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(1), 30. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2004\)018%253C0030:TDFALC%253E2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2004)018%253C0030:TDFALC%253E2.0.CO;2)
324. Wills, J. A., Saxby, D. J., Glassbrook, D. J., & Doyle, T. L. A. (2019). Load-carriage conditioning elicits task-specific physical and psychophysical improvements in males. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(9), 2338–2343. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003243>
325. Wills, J. A., Saxby, D. J., Lenton, G. K., & Doyle, T. L. A. (2019). Ankle and knee moment and power adaptations are elicited through load carriage conditioning in males. *Journal of Biomechanics*, 97, 109341. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109341>
326. Winby, C. R., Lloyd, D. G., Besier, T. F., & Kirk, T. B. (2009). Muscle and external load contribution to knee joint contact loads during normal gait. *Journal of Biomechanics*, 42(14), 2294–2300. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.019>
327. Wiseman, B. P., Kim, H., Son, S., Seeley, M., & Hopkins, J. T. (2015). Ground reaction force during forward-side jump in individuals following muscle fatigue exercises: 3084 May 29, 5:00 PM – 5:15 PM. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(5 Suppl), 837. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000480441.44076.9a>
328. Wollin, M., Thorborg, K., Welvaert, M., & Pizzari, T. (2018). In-season monitoring of hip and groin strength, health and function in elite youth soccer: Implementing an early detection and management strategy over two consecutive seasons. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(10), 988–993. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.03.004>
329. Wood, P. S., Krüger, P. E., & Grant, C. C. (2010). DEXA-assessed regional body composition changes in young female military soldiers following 12 weeks of periodised training. *Ergonomics*, 53(4), 537–547. <https://doi.org/10.1080/00140130903528160>
330. Wu, J., Wong, A., & Jiang, G. (2014). Confidence intervals of effect size for randomized comparative parallel-group studies with unequal variances. *Communications in Statistics—Simulation and Computation*, 43(7), 1662–1674. <https://doi.org/10.1080/03610918.2012.752833>

331. Xue, S., Zhang, Y., Qiao, W., Zhao, Q., Guo, D., Li, B., Shen, X., Feng, L., Huang, F., Wang, N., Oumer, K. S., Getachew, C. T., & Yang, S. (2021). An updated reference for calculating bone mineral density T-scores. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 106(7), e2613–e2621. <https://doi.org/10.1210/clinem/dgab180>
332. Yalfani, A., & Raeisi, Z. (2022). Bilateral symmetry of vertical time to stabilization in postural sway after double-leg landing in elite athletes with unilateral chronic ankle sprain. *Journal of Foot and Ankle Research*, 15(1), 43. <https://doi.org/10.1186/s13047-022-00552-5>
333. Yan, Y., Park, S., Heo, S., & Zhao, Y. (2025). The effect of 12-week combined balance and plyometric training on dynamic balance and lower extremity injury risk in college dancers. *Frontiers in Physiology*, 16, 1501828. <https://doi.org/10.3389/fphys.2025.1501828>
334. Yang, C., Yao, W., Garrett, W. E., Givens, D. L., Hacke, J., Liu, H., & Yu, B. (2018). Effects of an intervention program on lower extremity biomechanics in stop-jump and side-cutting tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(12), 3014–3022. <https://doi.org/10.1177/0363546518793393>
335. Yeo, E. X. S., Chhabra, K., & Kong, P. W. (2024). Influence of combat boot types on in-shoe forces and perceived comfort during unloaded and loaded walking. *BMJ Military Health*, 170(1), 37–42. <https://doi.org/10.1136/bmjmilitary-2021-002061>
336. Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H. (2009). Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1967–1973. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.017>
337. Yi, B., Zhang, L., Zhang, C., Huang, T., Wang, Y., Zhao, X., Yan, B., & Girard, O. (2024). Effects of 6-week weighted-jump-squat training with and without eccentric load reduction on explosive performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 19(10), 1115–1121. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2024-0071>
338. Yılmaz, S., & Erdemir, İ. (2023). The influence of quadriceps and hamstring strength on balance performance. *Physical Education of Students*, 27(3), 112–117. <https://doi.org/10.15561/20755279.2023.0303>

339. Yoganandan, N., Schlick, M., Arun, M. W. J., & Pintar, F. A. (2014). Military boot attenuates axial loading to the lower leg. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 50, 179–185.
340. Zerega, R., Killelea, C., Losciale, J., Faherty, M., & Sell, T. (2020). Examination of the feasibility of a two-dimensional portable assessment of knee joint stability: A pilot study. *Journal of Applied Biomechanics*, 36(6), 381–389. <https://doi.org/10.1123/jab.2020-0024>
341. Zheng, G., Zeng, S., Li, T., Guo, L., & Li, L. (2025). The effects of training intervention on the prevention of knee joint injuries: A systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Physiology*, 16, 1455055. <https://doi.org/10.3389/fphys.2025.1455055>
342. Zuo, C., Li, Q., Zhang, L., & Bo, S. (2022). Effects of 6-week traditional and functional resistance training on arterial stiffness and muscular strength in healthy young men. *Frontiers in Physiology*, 13, 859402. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.859402>

10 SEZNAM GRAFICKÉ DOKUMENTACE

10.1 Seznam obrázků

Obrázek 1 - Změny posturálního uspořádání trupu a hlavy při postupně rostoucí zátěži (7,95 kg – 50,05 kg).....	25
Obrázek 2 - Časový profil dopadu.....	28
Obrázek 3 - Biomechanická podstata dynamického valgusu	31
Obrázek 4 - Flow diagram - design studie.....	55
Obrázek 5 - Izokinetický dynamometr Humac Norm	59
Obrázek 6 - ForceFrame	60
Obrázek 7 - Flow diagram - testování dopadu.....	62
Obrázek 8 - Boty polní vz. 2011	62
Obrázek 9 - Nátělník lehký termo vz. 2012.....	63
Obrázek 10 - Plavky slipové.....	63
Obrázek 11- Siloměrné desky Hawkin Dynamics.....	63
Obrázek 12 - Umístění dvou iPhone 15 Pro	65
Obrázek 13 - Anatomické orientační body v čelní rovině	65
Obrázek 14 - Anatomické orientační body v sagitální rovině	66
Obrázek 15 - Anatomická pozice.....	66
Obrázek 16 - Bojové vozidlo pěchoty BVP.....	67
Obrázek 17 - Třinápravové vojenské vozidlo Tatra 810	67
Obrázek 18 - Hmotnost nesené zátěže	68
Obrázek 19 - Helma pancéřová model 2006	68
Obrázek 20 - Nosič panelů pancéřových	68
Obrázek 21 - Univerzální horizontální sumka malá	68

10.2 Seznam tabulek

Tabulka 1 - Specifický pohybový program	70
Tabulka 2 - Specifický pohybový program	70
Tabulka 3 - Specifický pohybový program	71
Tabulka 4 - Základní deskriptivní charakteristiky výzkumného souboru	75
Tabulka 5 - Deskriptivní charakteristika a test normality - Pk vGRF	76
Tabulka 6 - Vnitrotřídní korelační koeficient Pk vGRF	78
Tabulka 7 - Pearsonův korelační koeficient Pk vGRF	79
Tabulka 8 - Pearsonův korelační koeficient Pk vGRF	80
Tabulka 9 - Lineární smíšený model pro Pk vGRF	81
Tabulka 10 - Normalita dat Pk vGRF	81
Tabulka 11 - Náhodné efekty modelu Pk vGRF	82
Tabulka 12 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro Pk vGRF	83
Tabulka 13 - Vliv kombinace faktorů na Pk vGRF	84
Tabulka 14 - Marginální střední hodnoty Skupina * Čas	86
Tabulka 15 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas	86
Tabulka 16 - Komparace LMM absolutního a relativního Pk vGRF	89
Tabulka 17 - Deskriptivní charakteristika a test normality - TTS vGRF	91
Tabulka 18 - Vnitrotřídní korelační koeficient TTS vGRF	93
Tabulka 19 - Pearsonův korelační koeficient TTS vGRF	93
Tabulka 20 - Pearsonův korelační koeficient	94
Tabulka 21 - Lineární smíšený model pro TTS vGRF	95
Tabulka 22 - Normalita dat TTS vGRF	95
Tabulka 23 - Náhodné efekty (random effects) modelu TTS vGRF	96
Tabulka 24 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro TTS vGRF	97
Tabulka 25 - Vliv kombinace faktorů na TTS vGRF	98
Tabulka 26 - Marginální střední hodnoty Skupina * Čas	99
Tabulka 27 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas	100
Tabulka 28 - Deskriptivní charakteristika a test normality - flexe kolenního kloubu ..	103
Tabulka 29 - Vnitrotřídní korelační koeficient flexe kolenního kloubu	105
Tabulka 30 - Pearsonův korelační koeficient	106
Tabulka 31 - Pearsonův korelační koeficient	106
Tabulka 32 - Spearmanův korelační koeficient	107
Tabulka 33 - Lineární smíšený model pro kolenní flexi	107
Tabulka 34 - Normalita dat kolenní flexe	108
Tabulka 35 - Náhodné efekty (random effects) modelu kolenní flexe	109
Tabulka 36 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro kolenní flexi	109
Tabulka 37 - Vliv kombinace faktorů na kolenní flexi	110
Tabulka 38 - Marginální střední hodnoty Skupina * Čas	112
Tabulka 39 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas	112
Tabulka 40 - Deskriptivní charakteristika a test normality - dynamického valgu kolenního kloubu	116
Tabulka 41 - Vnitrotřídní korelační koeficient dynamického valgu kolenního kloubu	118
Tabulka 42 - Pearsonův korelační koeficient	119
Tabulka 43 - Pearsonův korelační koeficient	120
Tabulka 44 - Spearmanův korelační koeficient	120
Tabulka 45 - Lineární smíšený model pro dynamický kolenní valgus	121
Tabulka 46 - Normalita dat kolenního valgu	122

Tabulka 47 - Náhodné efekty (random effects) modelu dynamického kolenního valgu	122
Tabulka 48 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro dynamický kolenní valgus	123
Tabulka 49 - Vliv kombinace faktorů na dynamický kolenní valgus	125
Tabulka 50 - Marginální střední hodnoty Skupina * Čas * Končetina	128
Tabulka 51 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas * Končetina	129
Tabulka 52 - Deskriptivní charakteristika a test normality - maximální síly dolních končetin (1RM BS)	132
Tabulka 53 - Pearsonův korelační koeficient	133
Tabulka 54 - Pearsonův korelační koeficient	133
Tabulka 55 - Lineární smíšený model pro maximální sílu dolních končetin	134
Tabulka 56 - Normalita dat maximální síly dolních končetin	134
Tabulka 57 - Náhodné efekty (random effects) modelu maximální síly dolních končetin	135
Tabulka 58 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro maximální sílu dolních končetin	136
Tabulka 59 - Vliv kombinace faktorů na maximální sílu dolních končetin	136
Tabulka 60 - Marginální střední hodnoty Skupina * Čas	137
Tabulka 61 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas	138
Tabulka 62 - Komparace LMM absolutního a relativního 1RM BS	140
Tabulka 63 - Deskriptivní charakteristika a test normality - funkčního poměru H/Q ..	142
Tabulka 64 - Pearsonův korelační koeficient	143
Tabulka 65 - Pearsonův korelační koeficient	144
Tabulka 66 - Spearmanův korelační koeficient	144
Tabulka 67 - Lineární smíšený model pro funkční poměr H/Q	145
Tabulka 68 - Normalita dat funkčního poměru H/Q	145
Tabulka 69 - Náhodné efekty (random effects) modelu funkčního poměru hamstrinků a kvadricepsů	146
Tabulka 70 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro funkční poměr hamstrinků a kvadricepsů	146
Tabulka 71 - Vliv kombinace faktorů na funkční poměr H/Q	147
Tabulka 72 - Deskriptivní charakteristika a test normality - izometrického poměru AD/AB	150
Tabulka 73 - Pearsonův korelační koeficient	151
Tabulka 74 - Pearsonův korelační koeficient	151
Tabulka 75 - Lineární smíšený model pro poměr AD/AB	152
Tabulka 76 - Normalita dat izometrického poměru AD/AB	152
Tabulka 77 - Náhodné efekty (random effects) modelu poměru abduktorů a adduktorů	153
Tabulka 78 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM izometrický poměr abduktorů a adduktorů	154
Tabulka 79 - Vliv kombinace faktorů na izometrický poměr abduktorů a adduktorů ..	154
Tabulka 80 - Deskriptivní charakteristika a test normality - subtotální beztukové (svalové) hmoty (Subtot lean)	157
Tabulka 81 - Pearsonův korelační koeficient	158
Tabulka 82 - Pearsonův korelační koeficient	158
Tabulka 83 - Lineární smíšený model pro subtotální beztukovou (svalovou) hmotu (Subtot lean)	159
Tabulka 84 - Normalita dat subtotální beztukové (svalové) hmoty (Subtot lean)	159

Tabulka 85 - Náhodné efekty (random effects) modelu subtotální beztukové (svalové) hmoty (Subtot lean)	160
Tabulka 86 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro subtotální beztukovou (svalovou) hmotu (Subtot lean).....	161
Tabulka 87 - Vliv kombinace faktorů na subtotální beztukovou (svalovou) hmotu (Subtot lean).....	161
Tabulka 88 - Marginální střední hodnoty Skupina * Čas.....	162
Tabulka 89 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas	163
Tabulka 90 - Deskriptivní charakteristika a test normality - celkového podílu tělesného tuku (Wbtot Pfat)	165
Tabulka 91 - Pearsonův korelační koeficient	166
Tabulka 92 - Pearsonův korelační koeficient	167
Tabulka 93 - Lineární smíšený model pro celkový podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat) 167	
Tabulka 94 - Normalita dat celkového podílu tělesného tuku (Wbtot Pfat).....	168
Tabulka 95 - Náhodné efekty (random effects) modelu celkového podílu tělesného tuku (Wbtot Pfat)	169
Tabulka 96 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro celkový podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat)	169
Tabulka 97 - Vliv kombinace faktorů pro celkový podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat) 170	
Tabulka 98 - Marginální střední hodnoty Skupina * Čas.....	171
Tabulka 99 - Post hoc porovnání pro interakci Skupina * Čas	171
Tabulka 100 - Deskriptivní charakteristika a test normality - celotělová minerální hustota kostí (Wbtot BMD)	174
Tabulka 101 - Pearsonův korelační koeficient	174
Tabulka 102 - Pearsonův korelační koeficient	175
Tabulka 103 - Lineární smíšený model pro celotělovou minerální hustotu kostí (Wbtot BMD)	175
Tabulka 104 - Normalita dat celotělové minerální hustoty kostí (Wbtot BMD).....	176
Tabulka 105 - Náhodné efekty (random effects) modelu celotělové minerální hustoty kostí (Wbtot BMD).....	177
Tabulka 106 - Výsledky omnibus testů hlavních efektů v LMM pro celotělovou minerální hustotu kostí (Wbtot BMD).....	177
Tabulka 107 - Vliv kombinace faktorů pro celotělovou minerální hustotu kostí (Wbtot BMD).....	177

10.3 Seznam grafů

Graf 1 - QQ graf intervenční skupiny PRE 75 NL Pk vGRF	77
Graf 2 - Q-Q graf reziduí modelu pro Pk vGRF	82
Graf 3 - Vliv specifického pohybového programu na absolutní Pk vGRF (N)	87
Graf 4 - Vliv specifického pohybového programu na relativní Pk vGRF ($N \cdot kg^{-1}$)	90
Graf 5 - QQ graf I a K skupiny TTS vGRF	92
Graf 6 - Q-Q graf reziduí modelu pro TTS vGRF	96
Graf 7 - Vliv specifického pohybového programu na absolutní TTS vGRF (s).....	101
Graf 8 - QQ graf flexe kontrolní skupiny	104
Graf 9 - Q-Q graf reziduí modelu pro kolenní flexi	108
Graf 10 - Vliv specifického pohybového programu na flexi v kolenním kloubu (°)....	113
Graf 11 - QQ graf I a K skupiny kolenního valgu	117
Graf 12 - Q-Q graf reziduí modelu pro dynamický kolenní valgus.....	122
Graf 13 - Vliv specifického pohybového programu na dynamický kolenní valgus Pr.	129
Graf 14 - Vliv specifického pohybového programu na dynamický kolenní valgus Le	130
Graf 15 - Q-Q graf reziduí modelu pro maximální sílu dolních končetin	135
Graf 16 - Vliv specifického pohybového programu na maximální sílu dolních končetin	139
Graf 19 - Q-Q graf reziduí modelu pro funkční poměr hamstrinků a kvadricepsů	145
Graf 20 - Vliv specifického pohybového programu na funkční poměr hamstrinků a kvadricepsů u Pr.....	148
Graf 21 - Vliv specifického pohybového programu na funkční poměr hamstrinků a kvadricepsů u Le.....	149
Graf 22 - Q-Q graf reziduí modelu pro izometrický poměr abduktorů a adduktorů	153
Graf 23 - Vliv specifického pohybového programu na izometrický poměr abduktorů a adduktorů u Pr.....	156
Graf 24 - Vliv specifického pohybového programu na izometrický poměr abduktorů a adduktorů u Le	156
Graf 25 - Q-Q graf reziduí modelu pro subtotální beztukovou (svalovou) hmotu (Subtot lean)	160
Graf 26 - Vliv specifického pohybového programu na subtotální beztukovou (svalovou) hmotu (Subtot lean)	163
Graf 27 - QQ graf intervenční skupiny PRE (Wbtot Pfat)	166
Graf 28 - Q-Q graf reziduí modelu pro celkový podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat)....	168
Graf 29 - Vliv specifického pohybového programu na celkový podíl tělesného tuku (Wbtot Pfat)	172
Graf 30 - Q-Q graf reziduí modelu pro celotělovou minerální hustotu kostí (Wbtot BMD).....	176
Graf 31 - Vliv specifického pohybového programu na celotělovou minerální hustotu kostí (Wbtot BMD).....	178

11 PŘÍLOHY

11.1 Schválená forma Etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze.

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Veleslavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Vliv silového tréninku na prediktory poranění dolních končetin po seskoku bez a s nesenou zátěží u vojenského personálu.

Forma projektu: výzkumná práce

Období realizace: březen 2023 - září 2025

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Předkladatel: Mgr. Vladan Oláh, UK FTVS, katedra vojenské tělovýchovy

Hlavní řešitel: Mgr. Vladan Oláh, UK FTVS, katedra vojenské tělovýchovy

Školitel: PhDr. Michal Vágner, Ph.D., UK FTVS, katedra vojenské tělovýchovy

Spoluřešitelé: max. 3 studenti UK FTVS pod vedením Mgr. Vladana Oláha

Místo výzkumu (pracoviště): Katedra vojenské tělovýchovy, Katedra biomechaniky – Laboratoř biomechaniky extrémních zátěží a laboratoř tréninkové adaptace, Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, Josef Martího 269/31 162 52 - Praha 6 – Veleslavín Česká republika

Popis projektu: Cílem projektu bude zjištění vlivu specifického silového cvičebního programu na prediktory poranění dolních končetin při provedení motorického testu seskoku z výšky a následného výskoku (50 a 75 cm) bez a s nesenou zátěží 20 kg (balistická vesta a batoh) v souvislosti s izokinetickou a maximální silou dolní poloviny těla.

Během testování budou sledovány tyto proměnné: tělesné složení (DXA), kinematika pohybu (markery nalepené na vybraných segmentech), dynamické síly (siloměrná deska), izokinetická síla flexorů/extenzorů kyčelního a kolenního kloubu, ad/abduktorů kyčelního kloubu a maximální síla dolních končetin pomocí jednoho opakovacího maxima v testech „dřep s olympijskou osou“.

Pro dosažení cíle navržené výzkumné práce bude testováno celkem 26 vojáků. Všichni (26 vojáků) budou používat stejnou nesenou zátěž (balistická vesta a batoh 20 kg) u vybraných testů.

Testování se skládá ze čtyř částí.

1. Zmapování stavu tělesného složení. Probandům bude odborným radiologickým asistentem určeno tělesné složení a denzita kostí pomocí metody DXA.
2. Testování maximální síly dolních končetin: 1 opakovací maximum „dřep s olympijskou osou“ v posilovně FTVS UK.
3. Měření svalového výkonu izokinetickou dynamometrií. Flexe a extenze kolenního a kyčelního kloubu; rotátorů, adduktorů a abduktorů kyčelního kloubu – hodnocena na izokinetickém dynamometru v laboratoři tréninkové adaptace (FTVS UK).
4. Kinetika a kinematika seskoku z výšky 50 a 75 cm – nalepení markerů. Každý proband bude sledován při provedení seskoku z výšky bez a s nesenou zátěží (balistická vesta a batoh 20 kg). Každý proband provede celkově 48 seskoků, a to 12 seskoků před intervencí, 12 seskoků po intervenci a po zkřížení skupin proběhne zbylých 24 před a po intervenci: 3 seskoky z výšky 50 cm bez nesené zátěže, 3 seskoky z výšky 50 cm s nesenou zátěží (balistická vesta a batoh 20 kg), 3 seskoky z výšky 75 cm bez nesené zátěže a 3 seskoky z výšky 75 cm s nesenou zátěží (balistická vesta a batoh 20 kg). Pro získání dat bude využita siloměrná deska a 3D optický systém (Vicon, Qualisys), které budou umístěny v laboratoři biomechaniky extrémních zátěží (FTVS UK).

Testování proběhne během tří testovacích dnů v pre-testu a tří testovacích dnů v post-testu, přičemž intervenční pohybový program proběhne v šesti týdnech.

1. den: zjištění stavu tělesného složení (20 minut); testování izokinetické síly (60 minut) a testování maximální síly pomocí jednoho opakovacího maxima „Dřep s olympijskou osou“ (30 min.) mezi testy proběhne odpočinek (30 min.).
2. den: volno, 3. den: proběhne motorický test seskoku z výšky z 50 a 75 cm bez a s nesenou zátěží (60 minut) mezi změnou výšky seskoku proběhne odpočinek (30 min.).

Probandi budou rozděleni do dvou skupin, kdy první z nich bude absolvovat šesti týdenní intervenční pohybový program, poté proběhne post-test, následně proběhne 8-týdenní „Wash out“, po kterém proběhne zkřížení skupin.

Cvičební program bude zaměřený na funkční a silové cviky zaměřující se na svaly kyčelního kloubu, dolních končetin a stabilizátorů kolen (běžně používané cviky již publikované zaměřené na skoky, doskoky, rovnováhu, přenášení a tažení zátěže a opakované zvihání kolen). Všichni probandi budou podrobně seznámeni s průběhem testování a bezpečnostními opatřeními během měření. Poté v případě, že budou souhlasit, tak podepíší před zahájením informovaný souhlas.

Charakteristika účastníků výzkumu: Předpokládaný počet účastníků bude 26 vojáků z Vojenského oboru při Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy ve věku 20-35 let s platnou zdravotní prohlídkou a absolvovaným periodickým ročním testováním z fyzické úrovně v resortu Ministerstva obrany. Všichni účastníci budou vojáci se zdravotní klasifikací „A“, pravidelně povinně absolvující fyzickou přípravu v resortu Ministerstva obrany. Vojáci se rozhodnou o účasti formou telefonického dotazování. Ti, kteří se nebudou chtít účastnit daného experimentu, nebudou nijak penalizováni. Do experimentu nemůže být zařazen nikdo trpící akutní nemocí, **závažnou poruchou srdečního rytmu, závažnou metabolickou poruchou, těžkou plicní hypertenzí, těžkým ortopedickým poškozením, těžkým neurologickým poškozením** či svalovým a jiným zraněním způsobujícím omezenou pohyblivost. Kontraindikací bude také jakékoliv svalové, kosterní či kloubní zranění z posledních třech měsíců a rekonvalescence po onemocnění či úrazu.

Zajištění bezpečnosti: Nejedná se o invazivní metodu. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžné očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Prováděné činnosti během testování a intervenčního programu jsou běžné činnosti, které testování probandi provádí během výkonu svého povolání profesionálního vojáka. Probandi budou poučeni o přesném popisu a provádění daných cviků řešitelem a v průběhu výzkumu budou pravidelně kontrolováni. Budou zajištěny adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Před každým měřením proběhne rozsvícení a poučení o průběhu měření a seznamovací testovací pokusy. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem (poučení, testovací pokusy, zodpovězení dotazů). Při zjišťování stavu tělesného složení a testování izokinetické síly budou probandi instruováni proškolenými odborníky na danou problematiku. Dále u testování maximální síly bude probandům upravena technika daného pohybového vzoru silovým a kondičním specialistou. Při motorickém testu seskoku z výšky (drop vertical jump) budou instruováni, aby seskočili a dopadli „měkce“ současně oběma nohama v kontaktu na dynamometrické desky umístěné vedle sebe a následně provedli výskok dle standardizovaného testu drop vertical jump. Budou seskakovat první ze 50 cm desky a poté ze 75 cm, tak aby byl dodržen metodický správný postup. Rizikem při dopadu na dynamometrickou desku může být pád, dále distorze hlezenního kloubu. Dynamometrická deska bude srovnána s výškou okolního prostředí (zapuštění do podlahy). Každý proband bude mít na nohou vojenskou obuv, která zpevňuje hlezenní kloub, u seskoků budou přítomni asistenti, kteří v případě pádu podají pomoc a bude také přítomen lékařský dozor a odsunové vozidlo.

Etické aspekty výzkumu: Účast ve studii je dobrovolná, výběr a oslovení probandů bude proveden zcela nezávislou osobou (Mgr. Dan Omčirk – katedra biomedicínského základu v kinantropologii). Studentům bude explicitně vysvětleno, že můžou kdykoli z výzkumu odstoupit bez udání důvodu. Do procesu oslovování a rozhodování se o účasti ve výzkumu nebudou žádným způsobem zasahovat vyučující a nadřízení potenciálních účastníků.

Účastník může kdykoliv na vlastní žádost a bez udání důvodu odstoupit. Výzkumu se zúčastní pouze plnoletí muži bez zdravotních problémů *se zdravotní klasifikací „A“, pravidelně povinně absolvující fyzickou přípravu v resortu Ministerstva obrany.*

Střet zájmů: Neexistuje žádná skutečnost ze strany řešitele, která by mohla ovlivnit objektivitu či integritu navrhovaného projektu. Já ani nikdo z výzkumného týmu nemáme soukromý zájem na výsledku výzkumu, výzkum nevede k mému osobnímu prospěchu ani k prospěchu žádného z účastníků výzkumu. Žádná ze zúčastněných stran nemá ekonomický ani jiný zisk v případě jakéhokoliv vypočteného výsledku a stanoveného závěru.

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje – jméno, věk, váha, výška, data získaná výše uvedenými metodami – které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači. Budou k nim mít přístup řešitel a spolutřetel.

Uvědomujeme si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budeme dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v **kvalifikačních pracích** a v odborných časopisech, případně uložitých dat, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Pořizování fotografií/videí/audio nahrávek účastníků: Nebudou pořizovány žádné video ani audio záznamy.

Fotografie: Pro účely publikační činnosti budou pořizeny fotografie. Vybrané fotografie budou do 1 dne od pořizování anonymizovány začerněním obličeje a vyřazené budou ihned smazány. Anonymizované fotografie budou uchovány na heslem chráněném počítači v uzamčeném prostoru na katedře vojenské tělovýchovy FTVS UK. Přístup k nim bude mít pouze řešitel. Při pořizování fotografií budu v maximální míře dbát na to, aby na fotografiích nebyly osoby, které nejsou součástí výzkumu. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu (IS): přiložen

Povinnosti všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně. Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 18. 2. 2023

Podpis předkladatele: 

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc.
prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.
PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.
Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.
MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 181/2023

dne: 1.2.2023

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6
- 20 -


podpis předsedkyně EK UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Veleslavín

INFORMOVANÝ SOUHLAS k žádosti 281/2022

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí/účasti ve výzkumném projektu na UK FTVS s názvem „**Vliv silového tréninku na prediktory poranění dolních končetin po seskoku bez a s nesenou zátěží u vojenského personálu**“, prováděné na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, Josef Martího 269/31 162 52 - Praha 6 – Veleslavín Česká republika v laboratoři biomechaniky extrémních zátěží.

Projekt bude probíhat v období: březen 2023 - září 2025

Cílem projektu bude zjištění vlivu specifického silového cvičebního programu na prediktory poranění dolních končetin při provedení motorického testu seskoku z výšky a následného výskoku (50 a 75 cm) bez a s nesenou zátěží 20 kg (balistická vesta a batoh) v souvislosti s izokinetickou a maximální silou dolní poloviny těla.

Během testování budou sledovány tyto proměnné: tělesné složení (DXA), kinematika pohybu (markery nalepené na vybraných segmentech), dynamické síly (siloměrná deska, Kistler), izokinetická síla flexorů/extenzorů kyčelního a kolenního kloubu, ad/abduktorů kyčelního kloubu a maximální síla dolních končetin pomocí jednoho opakovacího maxima v testech „dřep s olympijskou osou“.

Pro dosažení cíle navržené výzkumné práce bude testováno celkem 26 vojáků. Všichni (26 vojáků) budete používat stejnou nesenou zátěž (balistická vesta a batoh 20 kg) u vybraných testů.

Testování se skládá ze čtyř částí.

1. Zmapování stavu tělesného složení a hustoty kostí bude pod odborným radiologickým dohledem za pomoci metody DXA.
2. Testování maximální síly dolních končetin: 1 opakovací maximum „dřep s olympijskou osou“ v posilovně FTVS UK.
3. Měření svalového výkonu izokinetickou dynamometrií. Flexe a extenze kolenního a kyčelního kloubu; rotátorů, adduktorů a abduktorů kyčelního kloubu – hodnocena na izokinetickém dynamometru v laboratoři tréninkové adaptace (FTVS UK).
4. Kinetika a kinematika seskoku z výšky 50 a 75 cm – nalepení markerů. Každý proband bude sledován při provedení seskoku z výšky bez a s nesenou zátěží (balistická vesta a batoh 20 kg). Každý proband provede celkově 48 seskoků, a to 12 seskoků před intervencí, 12 seskoků po intervenci a po zkřížení skupin proběhne zbylých 24 před a po intervenci:
3 seskoky z výšky 50 cm bez nesené zátěže, 3 seskoky z výšky 50 cm s nesenou zátěží (balistická vesta a batoh 20 kg),
3 seskoky z výšky 75 cm bez nesené zátěže a 3 seskoky z výšky 75 cm s nesenou zátěží (balistická vesta a batoh 20 kg). Pro získání dat bude využita siloměrná deska a 3D optický systém (Vicon, Qualisys), které budou umístěny v laboratoři biomechaniky extrémních zátěží (FTVS UK).

Budete rozděleni do dvou skupin, kdy první z nich bude absolvovat šesti týdenní intervenční pohybový program, poté proběhne post-test, následně proběhne 8-týdenním „Wash out“, po kterém dojde ke zkřížení skupin.

Cvičební program bude zaměřený na funkční a silové cviky zaměřující se na svaly kyčelního kloubu, dolních končetin a stabilizátorů kolen (běžně používané cviky již publikované zaměřené na skoky, doskoky, rovnováhu, přenášení a tažení zátěže a opakované zdvihání kolen).

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Veleslavín

Hmotnost zátěže bude individualizována na základě vašeho IOM, zátěžové parametry budou nastaveny na hypertrofii a maximální sílu s lineárním zvyšováním zátěže. Cvičební jednotka bude vedena pod dozorem. Cílem výzkumu není potvrzení nebo zamítnutí konkrétně navrženého cvičebního programu, ale zda cvičení bude mít u vaší vybrané skupiny souvislost se změnou kinematiky a dynamickými silami při seskoku z výšky a následném výskoku.

Testování proběhne během tří testovacích dnů v pre-testu a tří testovacích dnů v post-testu, přičemž intervenční pohybový program proběhne v šesti týdnech.

1. den: zmapování stavu tělesného složení testování (10 minut), izokinetické síly (60 minut) a testování maximální síly pomocí jednoho opakovacího maxima „Dřep s olympijskou osou“ (30 min.) mezi testy proběhne odpočinek (30 min.), 2 den: volno, 3. den: proběhne motorický test seskoku z výšky 50 a 75 cm bez a s nesenou zátěží (60 minut) mezi změnou výšky seskoku proběhne odpočinek (30 min.).

Při zjišťování stavu tělesného složení a testování izokinetické síly budete instruováni proškolenými odborníky na danou problematiku. Dále u testování maximální síly vám bude upravena technika daného pohybového vzoru silovým a kondičním specialistou. Při motorickém testu seskoku z výšky (drop vertical jump) budete instruováni, abyste seskočili a dopadli „měkce“ současně oběma nohama v kontaktu na dynamometrické desky, které budou umístěny vedle sebe a následně provedli výskok dle standardizovaného testu drop vertical jump. Budete seskakovat prvně ze 50 cm desky a poté ze 75 cm, tak aby byl dodržen metodicky správný postup. Rizikem při dopadu na dynamometrickou desku může být pád, dále distorze hlezenního kloubu. Dynamometrická deska bude srovnána s výškou okolního prostředí (zapuštění do podlahy). Budete mít na nohou vojenskou obuv, která zpevňuje hlezenní kloub, u seskoků budou přítomni asistenti, kteří v případě pádu podají dopomoc a bude také přítomen lékařský dozor a odsunové vozidlo.

Projektu se nemohou účastnit osoby, které nemají platnou zdravotní prohlídkou. Všichni účastníci budou vojáci se zdravotní klasifikací „A“, pravidelně absolvující fyzickou přípravu v resortu Ministerstva obrany. Do experimentu nemůžete být zařazen, pokud trpíte akutní nemocí, ***závažnou poruchou srdečního rytmu, závažnou metabolickou poruchou, těžkou plicní hypertenzí, těžkým ortopedickým poškozením, těžkým neurologickým poškozením*** či svalovým a jiným zraněním způsobujícím omezenou pohyblivost. Kontraindikací je také jakékoliv svalové, kosterní či kloubní zranění z posledních třech měsíců a rekonvalescence po onemocnění či úrazu.

Všichni probandi jsou seznámeni s technikou provedení seskoku z výšky 50 cm a 75 cm, provedení dřepu s olympijskou osou, a s nesenou zátěží (balistická vesta a batoh 20 kg). Měření bude probíhat v prostorách v laboratoři biomechaniky extrémních zátěží. Před každým měřením budou probandi dostatečně rozcvičeni a poučeni o technickém postupu včetně zácvičku. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. ***Kontraindikací je akutní onemocnění, závažné poruchy srdečního rytmu, závažné metabolické poruchy, těžká plicní hypertenze, těžká ortopedická poškození, těžká neurologická poškození nebo předchozí svalové, kosterní nebo kloubní zranění v předchozích 3 měsících.*** Vaše účast v projektu nebude finančně ohodnocena.

Výsledky zveřejněné v rámci vědeckých publikací budou zveřejněny ve vědeckých časopisech, které se zabývají problematikou biomechaniky pohybu člověka, pohybovými programy nebo silovým tréninkem.

Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2018/879 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje – jméno, věk, váha, výška, data získaná výše uvedenými metodami - budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači. Budou k nim mít přístup řešitel. Uvědomujeme si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v kvalifikačních pracích, odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána.

11.2 Z-score

Group	Age	Height (cm)	Weight (kg)	Flexe_50_NL_PRE	Flexe_50_L_PRE	Flexe_75_NL_PRE	Flexe_75_L_PRE	Peak_vGRF_DP_50_NL_PRE	Peak_vGRF_DP_50_L_PRE	Peak_vGRF_DP_75_NL_PRE	Peak_vGRF_DP_75_L_PRE											
VT	43.0	2.0	173.2	-1.1	71601	-1.2	101.2	0.0	104.9	0.5	97.7	0.2	92.6	0.1	4258	-0.9	4606	-1.0	6075.7	-1.0	6887	-0.8
VT	26.0	-0.4	178.8	-0.4	104225	1.7	87.0	-1.0	77.3	-1.7	69.5	-2.3	72.4	-1.7	7937	1.2	7937	1.1	10219.3	1.7	10652	2.0
VzP	28.0	-0.1	187.1	0.8	75719	-0.9	117.0	1.2	95.1	-0.3	96.8	0.1	91.9	0.0	7201	0.8	6798	0.4	8894.0	0.8	8838	0.7
VzP	32.0	0.5	175.1	-0.9	80995	-0.4	105.1	0.3	88.8	-0.8	91.5	-0.4	89.9	-0.2	6345	0.3	7159	0.6	8843.0	0.8	8811	0.6
VzP	31.0	0.3	178.1	-0.5	73354	-1.1	95.8	-0.4	111.7	1.1	102.1	0.6	105.2	1.2	3054	-1.6	3331	-1.8	5600.3	-1.4	5174	-2.1
VzP	48.0	2.7	205.0	3.3	123277	3.4	99.9	-0.1	97.6	-0.1	84.6	-1.0	87.8	-0.3	6479	0.4	6845	0.4	8844.0	0.8	9695	1.3
VzP	28.0	-0.1	179.8	-0.2	79318	-0.5	105.5	0.3	110.6	1.0	107.2	1.0	99.4	0.7	4721	-0.7	5352	-0.5	5398.7	-1.5	6928	-0.8
VT	42.0	1.9	183.2	0.2	83204	-0.2	103.3	0.2	93.0	-0.4	89.4	-0.5	92.6	0.1	5025	-0.5	5072	-0.7	6003.7	-1.1	6384	-1.2
VzP	32.0	0.5	184.4	0.4	89562	0.4	129.7	2.1	110.2	1.0	104.9	0.8	95.1	0.3	8756	1.7	9186	1.9	10037.0	1.6	10206	1.7
VT	33.0	0.6	173.5	-1.1	91850	0.6	102.8	0.1	94.0	-0.4	83.4	-1.1	83.2	-0.7	6041	0.1	7097	0.6	6142.7	-1.0	9690	1.3
VzP	28.0	-0.1	173.9	-1.0	80179	-0.5	113.9	0.9	115.7	1.4	116.9	1.9	101.9	0.9	4192	-1.0	4606	-1.0	5997.3	-1.1	7620	-0.3
VzP	33.0	0.6	182.1	0.1	89527	0.4	91.9	-0.7	106.6	0.7	111.5	1.4	108.3	1.4	6154	0.2	6087	0.0	6439.7	-0.8	8107	0.1
VT	27.0	-0.2	184.6	0.4	97848	1.1	102.7	0.1	96.0	-0.2	91.6	-0.3	91.9	0.0	5156	-0.4	5359	-0.5	7885.7	0.2	7398	-0.4
VT	41.0	1.8	182.1	0.2	93656	0.7	103.8	0.2	95.9	-0.2	98.4	0.3	94.9	0.3	7672	1.0	5402	-0.5	7639.7	0.0	7049	-0.7
VzP	32.0	0.5	174.1	-1.0	80321	-0.5	112.3	0.8	102.0	0.3	94.4	-0.1	93.4	0.1	5506	-0.2	5823	-0.2	7030.7	-0.4	7486	-0.4
VT	47.0	2.6	186.3	0.7	103180	1.6	107.4	0.5	97.6	-0.1	93.6	-0.2	92.8	0.1	5703	-0.1	6275	0.1	7500.3	-0.1	7286	-0.5
VT	27.0	-0.2	178.9	-0.3	99577	1.3	123.4	1.6	111.7	1.1	102.7	0.6	104.4	1.1	8118	1.3	7985	1.2	9103.7	1.0	7981	0.0
VzP	38.0	1.3	181.1	0.0	98014	1.1	107.5	0.5	87.2	-0.9	93.4	-0.2	83.8	-0.7	6316	0.3	6677	0.3	8050.0	0.3	7963	0.0
VzP	27.0	-0.2	176.9	-0.6	82962	-0.2	100.4	0.0	105.0	0.5	105.1	0.8	101.3	0.8	7608	1.0	7376	0.8	7185.3	-0.3	8775	0.6
VzP	32.0	0.5	173.7	-1.1	88234	0.3	102.9	0.1	102.3	0.3	96.7	0.1	86.6	-0.4	5647	-0.1	5986	-0.1	8826.0	0.8	8455	0.4
VT	26.0	-0.4	178.3	-0.4	83660	-0.2	110.9	0.7	101.9	0.3	110.3	1.3	107.1	1.3	6378	0.3	6211	0.0	8630.3	0.6	8937	0.7
VT	27.0	-0.2	186.5	0.7	94473	0.8	103.4	0.2	89.3	-0.7	89.2	-0.6	88.9	-0.3	6626	0.4	6060	-0.1	7598.0	0.0	8316	0.3
VzP	26.0	-0.4	188.6	1.0	92599	0.6	97.7	-0.2	89.2	-0.8	91.2	-0.4	78.1	-1.2	6152	0.2	6008	-0.1	10499.0	1.9	8285	0.2
VzP	29.0	0.1	170.6	-1.5	77615	-0.7	122.3	1.5	92.8	-0.5	88.0	-0.7	93.7	0.2	8260	1.4	8701	1.6	9561.7	1.3	9791	1.4
VT	31.0	0.3	183.7	0.3	86888	0.1	102.4	0.1	85.0	-1.1	82.2	-1.2	82.6	-0.8	8037	1.2	7413	0.8	7763.7	0.1	6531	-1.1
VzP	35.0	0.9	174.4	-1.0	75028	-0.9	105.2	0.3	77.5	-1.7	78.2	-1.5	71.2	-1.8	5959	0.1	7775	1.0	9342.3	1.1	10525	1.9
VzP	26.0	-0.4	178.8	-0.4	102672	1.5	129.9	2.1	111.3	1.1	107.4	1.0	109.9	1.6	10248	2.5	9199	1.9	9932.0	1.5	9872	1.4
VzP	25.0	-0.5	182.4	0.1	73480	-1.1	86.9	-1.0	95.7	-0.2	83.3	-1.1	85.9	-0.5	3931	-1.1	5315	-0.5	5820.0	-1.2	6677	-1.0
VT	23.0	-0.8	185.6	0.6	82904	-0.2	76.5	-1.8	121.1	1.9	109.2	1.2	108.3	1.4	3998	-1.1	4052	-1.3	6015.3	-1.1	5946	-1.5
VzP	23.0	-0.8	201.7	2.8	86333	0.1	89.6	-0.8	106.3	0.6	92.1	-0.3	93.9	0.2	4577	-0.7	5151	-0.6	5799.0	-1.2	7452	-0.4
VT	22.0	-0.9	184.0	0.4	90241	0.4	65.1	-2.6	85.1	-1.1	91.6	-0.3	85.5	-0.5	4883	-0.6	8019	1.2	8655.7	0.7	8261	0.2
VT	21.0	-1.1	184.4	0.4	85988	0.1	81.4	-1.4	91.7	-0.6	92.3	-0.3	84.2	-0.7	4106	-1.0	3864	-1.4	6428.3	-0.8	6739	-0.9
VzP	22.0	-0.9	172.2	-1.3	75258	-0.9	88.2	-0.9	78.2	-1.6	73.6	-1.9	73.6	-1.6	3579	-1.3	4305	-1.2	6026.3	-1.1	6330	-1.2
VzP	22.0	-0.9	187.0	0.8	83423	-0.2	106.9	0.4	105.0	0.5	103.4	0.7	100.7	0.8	5134	-0.4	4740	-0.9	8881.3	0.8	8953	0.8
VzP	25.0	-0.5	192.0	1.5	82201	-0.3	90.6	-0.7	100.8	0.2	99.2	0.3	101.3	0.8	4583	-0.7	5937	-0.1	7024.3	-0.4	7717	-0.2
VT	20.0	-1.2	177.0	-0.6	72420	-1.2	118.5	1.3	101.8	0.3	100.5	0.4	80.5	-1.0	8316	1.4	8238	1.3	8357.0	0.5	8137	0.1
VzP	23.0	-0.8	180.3	-0.2	78273	-0.6	94.2	-0.5	86.2	-1.0	77.9	-1.5	76.6	-1.3	6221	0.2	6481	0.2	7013.7	-0.4	8232	0.2
VT	21.0	-1.1	181.6	0.0	77176	-0.7	95.7	-0.4	116.3	1.5	110.4	1.3	104.5	1.1	8037	1.2	7565	0.9	9866.3	1.5	9126	0.9
VzP	24.0	-0.7	170.4	-1.5	73864	-1.0	77.0	-1.7	88.5	-0.8	91.7	-0.3	76.2	-1.3	3154	-1.6	3224	-1.9	5344.7	-1.5	5911	-1.6
VzP	20.0	-1.2	192.4	1.5	96882	1.0	107.2	0.5	77.1	-1.7	75.6	-1.7	68.4	-2.0	5259	-0.4	5366	-0.5	8041.3	0.3	6488	-1.1
VT	20.0	-1.2	181.4	0.0	65423	-1.8	113.9	0.9	108.4	0.8	99.3	0.3	97.0	0.5	3903	-1.1	5008	-0.7	6032.3	-1.1	7517	-0.3
VzP	24.0	-0.7	175.5	-0.8	75375	-0.9	94.4	-0.5	130.0	2.6	120.5	2.2	118.4	2.3	3787	-1.2	4210	-1.2	5756.3	-1.3	6005	-1.5
VT	25.0	-0.5	176.5	-0.7	69146	-1.4	84.6	-1.2	106.9	0.7	105.3	0.9	100.6	0.8	3174	-1.6	3748	-1.5	7005.7	-0.4	7874	-0.1
VzP	23.0	-0.8	183.7	0.3	90153	0.4	84.4	-1.2	81.5	-1.4	100.5	0.4	81.6	-0.9	8083	1.3	8670	1.6	9703.3	1.3	9218	1.0
Mean:	28.6	181.4	85410.8		100.9		98.4		95.5		91.8		5869.8		6141.3		7654.9		7959.7			
BEST VALUE:	48.0	205.0	123276.7		129.9		130.0		120.5		118.4		10247.7		9199.3		10499.0		10652.0			
WORST VALUE:	20.0	170.4	65423.5		65.1		77.1		69.5		68.4		3053.7		3224.0		5344.7		5174.0			
Směrodatná odch	7.1	7.2	11237.0		13.8		12.3		11.5		11.5		1735.9		1576.7		1518.0		1319.6			

Group	REL_Peak_vGRF_DP_50_NL_PRE		REL_Peak_vGRF_DP_50_L_PRE		REL_Peak_vGRF_DP_75_NL_PRE		REL_Peak_vGRF_DP_75_L_PRE		TTS_vGRF_DP_50_NL_PRE		TTS_vGRF_DP_50_L_PRE		TTS_vGRF_DP_75_NL_PRE		TTS_vGRF_DP_75_L_PRE	
VT	6.06	-0.4873	6.56	-0.4	8.65	-0.3	9.80	0.1	0.164	-0.6	0.256	0.0	0.202	-0.5	0.270	-0.2
VT	7.76	0.4	7.76	0.2	9.99	0.5	10.42	0.5	0.175	-0.4	0.225	-0.4	0.164	-1.0	0.197	-1.2
VzP	9.69	1.4	9.15	1.0	11.97	1.6	11.90	1.4	0.149	-0.8	0.192	-0.8	0.186	-0.7	0.199	-1.1
VzP	7.99	0.5	9.01	0.9	11.13	1.1	11.09	0.9	0.136	-0.9	0.144	-1.4	0.170	-1.0	0.180	-1.4
VzP	4.24	-1.4	4.63	-1.5	7.78	-0.8	7.19	-1.4	0.344	1.8	0.448	2.3	0.306	1.2	0.514	
VzP	5.36	-0.9	5.66	-0.9	7.31	-1.1	8.02	-0.9	0.184	-0.3	0.237	-0.3	0.246	0.2	0.328	2.9
VzP	6.07	-0.5	6.88	-0.3	6.94	-1.3	8.90	-0.4	0.180	-0.4	0.219	-0.5	0.216	-0.2	0.273	-0.2
VT	6.16	-0.4	6.21	-0.6	7.36	-1.1	7.82	-1.0	0.184	-0.3	0.289	0.4	0.289	0.9	0.327	0.5
VzP	9.97	1.5	10.46	1.7	11.42	1.3	11.62	1.2	0.101	-1.4	0.156	-1.3	0.130	-1.6	0.201	-1.1
VT	6.70	-0.2	7.88	0.3	6.82	-1.4	10.75	0.7	0.168	-0.5	0.209	-0.6	0.193	-0.6	0.259	-0.4
VzP	5.33	-0.9	5.86	-0.8	7.62	-0.9	9.69	0.1	0.139	-0.9	0.205	-0.7	0.193	-0.6	0.246	-0.5
VzP	7.01	0.0	6.93	-0.2	7.33	-1.1	9.23	-0.2	0.268	0.8	0.357	1.2	0.300	1.1	0.326	0.5
VT	5.37	-0.8	5.58	-1.0	8.22	-0.6	7.71	-1.1	0.266	0.8	0.293	0.4	0.225	-0.1	0.325	0.5
VT	8.35	0.7	5.88	-0.8	8.32	-0.5	7.67	-1.1	0.196	-0.1	0.280	0.3	0.254	0.4	0.364	1.0
VzP	6.99	0.0	7.39	0.0	8.92	-0.2	9.50	-0.1	0.153	-0.7	0.216	-0.5	0.222	-0.1	0.277	-0.1
VT	5.63	-0.7	6.20	-0.6	7.41	-1.0	7.20	-1.4	0.160	-0.6	0.170	-1.1	0.177	-0.8	0.179	-1.4
VT	8.31	0.7	8.17	0.4	9.32	0.1	8.17	-0.8	0.125	-1.1	0.163	-1.2	0.139	-1.4	0.175	-1.4
VzP	6.57	-0.2	6.94	-0.2	8.37	-0.5	8.28	-0.8	0.158	-0.7	0.310	0.6	0.278	0.7	0.340	0.7
VzP	9.35	1.2	9.06	0.9	8.83	-0.2	10.78	0.7	0.133	-1.0	0.185	-0.9	0.214	-0.3	0.284	0.0
VzP	6.52	-0.2	6.92	-0.2	10.20	0.6	9.77	0.1	0.178	-0.4	0.222	-0.5	0.146	-1.3	0.223	-0.8
VT	7.77	0.4	7.57	0.1	10.52	0.8	10.89	0.8	0.136	-0.9	0.170	-1.1	0.161	-1.1	0.195	-1.2
VT	7.15	0.1	6.54	-0.4	8.20	-0.6	8.97	-0.4	0.162	-0.6	0.249	-0.1	0.211	-0.3	0.345	0.7
VzP	6.77	-0.1	6.61	-0.4	11.56	1.4	9.12	-0.3	0.249	0.6	0.320	0.8	0.258	0.4	0.320	0.4
VzP	10.85	2.0	11.43	2.2	12.56	2.0	12.86	1.9	0.092	-1.5	0.109	-1.9	0.127	-1.6	0.149	-1.8
VT	9.43	1.3	8.70	0.7	9.11	0.0	7.66	-1.1	0.164	-0.6	0.248	-0.1	0.230	0.0	0.292	0.1
VzP	8.10	0.6	10.56	1.8	12.69	2.0	14.30	2.8	0.192	-0.2	0.238	-0.3	0.196	-0.6	0.254	-0.4
VzP	10.17	1.7	9.13	1.0	9.86	0.4	9.80	0.1	0.096	-1.4	0.136	-1.5	0.169	-1.0	0.233	-0.7
VzP	5.45	-0.8	7.37	0.0	8.07	-0.6	9.26	-0.2	0.231	0.3	0.290	0.4	0.264	0.5	0.334	0.5
VT	4.91	-1.1	4.98	-1.3	7.40	-1.0	7.31	-1.3	0.309	1.4	0.384	1.5	0.299	1.1	0.333	0.6
VzP	5.40	-0.8	6.08	-0.7	6.85	-1.4	8.80	-0.5	0.227	0.3	0.285	0.3	0.259	0.4	0.310	0.3
VT	5.52	-0.8	9.06	0.9	9.78	0.3	9.33	-0.2	0.328	1.6	0.366	1.3	0.324	1.5	0.344	0.7
VT	4.87	-1.1	4.58	-1.5	7.62	-0.9	7.99	-0.9	0.306	1.3	0.337	1.0	0.266	0.5	0.317	0.4
VzP	4.85	-1.1	5.83	-0.8	8.16	-0.6	8.57	-0.6	0.255	0.6	0.366	1.3	0.271	0.6	0.367	1.0
VzP	6.27	-0.4	5.79	-0.9	10.85	1.0	10.94	0.8	0.167	-0.5	0.214	-0.6	0.172	-0.9	0.236	-0.7
VzP	5.68	-0.7	7.36	0.0	8.71	-0.3	9.57	0.0	0.235	0.4	0.270	0.1	0.295	1.0	0.404	1.5
VT	11.70	2.4	11.60	2.3	11.76	1.5	11.45	1.1	0.121	-1.1	0.148	-1.4	0.121	-1.7	0.173	-1.5
VzP	8.10	0.6	8.44	0.6	9.13	0.0	10.72	0.7	0.344	1.8	0.351	1.1	0.364	2.1	0.388	1.3
VT	10.62	1.9	9.99	1.4	13.03	2.2	12.05	1.5	0.260	0.7	0.311	0.6	0.294	1.0	0.341	0.7
VzP	4.35	-1.4	4.45	-1.6	7.38	-1.0	8.16	-0.8	0.255	0.6	0.308	0.6	0.255	0.4	0.291	0.0
VzP	5.53	-0.8	5.65	-0.9	8.46	-0.4	6.83	-1.6	0.161	-0.6	0.191	-0.9	0.178	-0.8	0.202	-1.1
VT	6.08	-0.5	7.80	0.2	9.40	0.1	11.71	1.3	0.195	-0.1	0.213	-0.6	0.201	-0.5	0.204	-1.1
VzP	5.12	-1.0	5.69	-0.9	7.78	-0.8	8.12	-0.9	0.378	2.3	0.385	1.6	0.378	2.3	0.353	0.8
VT	4.68	-1.2	5.53	-1.0	10.33	0.7	11.61	1.2	0.313	1.4	0.373	1.4	0.309	1.2	0.359	0.9
VzP	9.14	1.1	9.80	1.3	10.97	1.0	10.42	0.5	0.351	1.9	0.374	1.4	0.304	1.2	0.416	1.7
Mean:	7.0		7.4		9.2		9.6		0.2		0.3		0.2		0.3	
BEST VALUE:	11.7		11.6		13.0		14.3		0.4		0.4		0.4		0.5	
WORST VALUE:	4.2		4.4		6.8		6.8		0.1		0.1		0.1		0.1	
Smírodatná odst	1.9		1.8		1.7		1.7		0.1		0.1		0.1		0.1	

	Func_P_PFE		Func_L_PFE		AD/AB_L_PFE	AD/AB_P_PFE	LBMS_PFE	RELATIVE_PFE	WBOT_MASS_PFE	WBOT_PFAT_PFE	WBOT_FAT_PFE	SUBTOT_FAT_PFE	WBOT_LEAN_PFE	SUBTOT_LEAN_PFE										
VT	0.67	-0.8	0.73	-0.1	0.88	-1.1	0.85	-1.3	130.00	0.5	1.82	1.3	71601	-1.2	11.6377	-1.4	8333	-1.3	7141	-1.3	63269	-0.9	59319	-0.9
VT	0.81	0.2	0.67	-0.5	1.09	0.5	1.02	0.0	160.00	1.6	1.54	0.4	104225	1.7	28.5003	2.4	29704	2.5	28454	2.5	74521	0.7	70551	0.6
VzP	1.06	2.1	0.87	0.8	1.07	0.3	0.85	-1.3	100.00	-0.7	1.32	-0.3	75719	-0.9	15.7151	-0.5	11899	-0.7	10733	-0.7	63820	-0.8	60400	-0.8
VzP	1.00	1.6	0.90	1.0	1.33	2.3	0.72	-2.2	80.00	-1.5	0.99	-1.3	80995	-0.4	21.1274	0.7	17112	0.3	15928	0.3	63883	-0.8	59953	-0.9
VzP	0.70	-0.6	0.65	-0.6	0.99	-0.3	0.96	-0.5	75.00	-1.7	1.02	-1.2	73354	-1.1	18.7346	0.2	13740	-0.3	12721	-0.3	59611	-1.4	56315	-1.4
VzP	0.91	1.0	0.72	-0.2	0.84	-1.4	0.93	-0.7	100.00	-0.7	0.81	-1.8	123277	3.4	24.7599	1.6	30523	2.7	29844	2.8	92754	3.2	90585	3.4
VzP	0.77	-0.1	0.83	0.6	0.92	-0.8	0.93	-0.7	80.00	-1.5	1.01	-1.2	79318	-0.5	21.9908	0.9	17443	0.3	16242	0.3	61876	-1.1	57968	-1.1
VT	0.72	-0.4	0.59	-1.0	1.31	2.1	0.90	-0.9	100.00	-0.7	1.20	-0.6	83204	-0.2	19.4189	0.3	16157	0.1	15153	0.1	67047	-0.4	63798	-0.3
VzP	0.68	-0.8	0.74	0.0	0.90	-1.0	1.24	1.6	125.00	0.3	1.40	0.0	89562	0.4	14.9419	-0.7	13382	-0.4	12190	-0.4	76179	0.9	72250	0.8
VT	0.78	0.0	0.74	0.0	0.80	-1.7	1.01	-0.1	80.00	-1.5	0.87	-1.7	91850	0.6	23.9813	1.4	22027	1.2	20883	1.2	69823	0.0	66170	0.0
VzP	0.72	-0.5	0.81	0.4	1.11	0.6	0.76	-1.9	150.00	1.3	1.87	1.5	80179	-0.5	14.7000	-0.7	11786	-0.7	10603	-0.7	68392	-0.2	64506	-0.2
VzP	0.61	-1.3	0.61	-0.9	0.79	-1.8	1.04	0.1	80.00	-1.5	0.89	-1.6	89527	0.4	21.7384	0.9	19462	0.7	18455	0.7	70065	0.0	66825	0.1
VT	0.91	0.9	0.91	1.0	1.08	0.4	1.13	0.8	95.00	-0.9	0.97	-1.3	97848	1.1	25.2861	1.7	24742	1.6	23433	1.6	73106	0.5	68972	0.4
VT	0.89	0.8	0.68	-0.4	0.97	-0.5	1.01	-0.1	130.00	0.5	1.39	0.0	93656	0.7	14.9741	-0.7	14024	-0.3	12905	-0.3	79632	1.4	75976	1.4
VzP	0.96	1.3	0.88	0.9	1.15	0.9	0.86	-1.2	175.00	2.2	2.18	2.4	80321	-0.5	14.7715	-0.7	11865	-0.7	10538	-0.7	68456	-0.2	64177	-0.3
VT	0.84	0.4	0.69	-0.3	1.15	0.9	1.16	1.0	110.00	-0.3	1.07	-1.0	103180	1.6	24.5412	1.5	25322	1.7	23847	1.7	77859	1.1	73144	1.0
VT	0.60	-1.3	0.66	-0.5	0.99	-0.3	1.10	0.5	100.00	-0.7	1.00	-1.2	95977	1.3	24.0838	1.4	23982	1.5	22721	1.5	75595	0.8	71562	0.8
VzP	1.04	1.9	1.13	2.4	1.07	0.3	1.02	0.0	110.00	-0.3	1.12	-0.9	98014	1.1	21.6583	0.9	21228	1.0	19922	1.0	76786	1.0	72444	0.9
VzP	0.93	1.1	0.89	0.9	1.13	0.8	1.14	0.8	120.00	0.1	1.45	0.1	82962	-0.2	18.4667	0.1	15320	-0.1	14205	-0.1	67642	-0.3	64051	-0.3
VzP	0.59	-1.4	0.56	-1.2	1.13	0.8	0.88	-1.1	110.00	-0.3	1.25	-0.5	88234	0.3	25.7369	1.8	21699	1.3	21457	1.3	65355	-0.6	61646	-0.6
VT	0.74	-0.3	0.65	-0.6	1.24	1.6	1.12	0.7	160.00	1.6	1.91	1.6	83660	-0.2	19.1684	0.3	16096	0.1	14854	0.1	67624	-0.3	63824	-0.3
VT	0.85	0.5	0.66	-0.6	0.96	-0.5	0.93	-0.7	165.00	1.8	1.75	1.1	94473	0.8	20.3990	0.6	19372	0.7	18196	0.7	75201	0.8	72305	0.7
VzP	0.74	-0.3	0.73	-0.1	1.24	1.6	1.16	1.0	140.00	0.9	1.51	0.3	92599	0.6	14.4892	-0.8	13417	-0.4	12281	-0.4	79182	1.3	75416	1.3
VzP	0.53	-1.9	0.74	0.0	0.98	-0.4	0.95	-0.6	125.00	0.3	1.61	0.7	77615	-0.7	13.2465	-1.1	10281	-1.0	9140	-1.0	67334	-0.3	63662	-0.3
VT	0.65	-0.9	0.54	-1.3	1.10	0.5	1.12	0.7	110.00	-0.3	1.27	-0.4	86888	0.1	16.4239	-0.3	14270	-0.2	13070	-0.2	72617	0.4	68721	0.4
VzP	0.60	-1.4	0.67	-0.5	1.14	0.8	0.92	-0.8	90.00	-1.1	1.20	-0.6	79508	-0.9	22.3416	1.0	16762	0.2	15707	0.2	58266	-1.6	54840	-1.6
VzP	0.87	0.6	0.78	0.2	0.96	-0.5	1.03	0.0	140.00	0.9	1.36	-0.1	102672	1.5	23.4733	1.3	24100	1.5	22786	1.5	78572	1.2	74313	1.1
VzP	0.69	-0.7	0.80	0.4	1.06	0.2	1.15	0.9	95.00	-0.9	1.29	-0.3	73480	-1.1	13.9882	-0.9	10278	-1.0	9195	-1.0	63101	-0.9	59892	-0.9
VT	0.84	0.4	0.70	-0.3	0.95	-0.6	1.03	0.0	130.00	0.5	1.57	0.5	82904	-0.2	17.5723	-0.1	14568	-0.2	13450	-0.2	68336	-0.2	64743	-0.2
VzP	0.69	-0.7	0.51	-1.5	1.04	0.1	1.09	0.5	110.00	-0.3	1.27	-0.4	86333	0.1	16.1363	-0.4	13931	-0.3	13454	-0.2	72402	0.4	70872	0.7
VT	0.99	1.6	1.12	2.4	0.74	-2.2	0.96	-0.5	135.00	0.7	1.50	0.3	90241	0.4	14.4600	-0.8	13049	-0.5	11770	-0.5	77192	1.0	72957	0.9
VT	0.81	0.2	0.80	0.4	1.05	0.2	1.10	0.5	130.00	0.5	1.51	0.3	85988	0.1	14.9331	-0.7	12841	-0.5	11613	-0.5	73147	0.5	69128	0.4
VzP	0.61	-1.3	0.52	-1.4	0.90	-1.0	1.08	0.4	125.00	0.3	1.66	0.8	75238	-0.9	13.0618	-1.1	8930	-1.0	8685	-1.0	65428	-0.6	61889	-0.6
VzP	0.81	0.2	1.02	1.8	1.13	0.8	1.27	1.8	115.00	-0.1	1.38	-0.1	83423	-0.2	16.4324	-0.3	13708	-0.3	12599	-0.3	69714	0.0	66065	0.0
VzP	0.94	1.2	0.90	1.0	1.04	0.1	0.90	-0.9	120.00	0.1	1.46	0.2	82201	-0.3	13.7502	-0.9	11303	-0.8	10101	-0.8	70898	0.2	67003	0.1
VT	0.70	-0.6	0.62	-0.8	1.05	0.2	1.35	2.4	100.00	-0.7	1.38	-0.1	72420	-1.2	15.9923	-0.4	11582	-0.7	10454	-0.7	60839	-1.3	57186	-1.2
VzP	0.58	-1.5	0.92	1.1	0.84	-1.4	1.10	0.5	155.00	1.5	1.98	1.8	78273	-0.6	15.6981	-0.5	12287	-0.6	11165	-0.6	65985	-0.5	62299	-0.5
VT	0.66	-0.9	0.73	-0.1	1.06	0.2	1.35	2.4	110.00	-0.3	1.43	0.1	77176	-0.7	13.9680	-0.9	10780	-0.9	9582	-0.9	66396	-0.5	62531	-0.5
VzP	0.97	1.4	0.98	1.5	0.90	-1.0	0.92	-0.8	150.00	1.3	2.03	2.0	73864	-1.0	14.7148	-0.7	10869	-0.9	9745	-0.9	62995	-1.0	59310	-0.9
VzP	0.89	0.8	0.85	0.7	1.11	0.6	0.92	-0.8	135.00	0.7	1.39	0.0	98882	1.0	15.8330	-0.5	15339	-0.1	14521	0.0	81543	1.6	78883	1.8
VT	0.76	-0.1	0.68	-0.4	0.93	-0.8	1.05	0.2	85.00	-1.3	1.30	-0.3	65423	-1.8	15.6800	-0.5	10258	-1.0	9166	-1.0	55165	-2.0	51596	-2.0
VzP	0.78	0.0	0.50	-1.5	1.14	0.8	1.06	0.2	135.00	0.7	1.79	1.2	75375	-0.9	10.5456	-1.7	7949	-1.4	6745	-1.4	67426	-0.3	63462	-0.4
VT	0.72	-0.5	0.49	-1.6	1.08	0.4	0.99	-0.3	100.00	-0.7	1.45	0.1	69146	-1.4	11.4150	-1.5	7893	-1.4	6845	-1.4	61253	-1.2	57864	-1.1
VzP	0.82	0.3	0.53	-1.3	0.98	-0.4	1.09	0.5	135.00	0.7	1.50	0.3	90153	0.4	17.7409	0.0	15994	0.1	14796	0.1	74159	0.6	70280	0.6
Mean:	0.8		0.7		1.0	1.0	118.3	1.4	85410.8		17.9		15621.6		14484.0		69789.2		66111.2					
BEST VALUE:	1.1		1.1		1.3	1.4	175.0	2.2	123276.7		28.5		30523.2		29843.7		92753.5		90584.9					
WORST VALUE:	0.5		0.5		0.7	0.7	75.0	0.8	65423.5		10.5		7893.0		6745.1		55365.0		51596.5					
Smérendetési adat	0.1		0.2		0.1	0.1	25.3	0.3	11237.0		4.4		5566.4		5557.5		7144.9		7229.3					

Group	L_LEG_FAT_PRE	L_LEG_FFAT_PRE	R_LEG_FAT_PRE	R_LEG_FFAT_PRE	L_LEG_MASS_PRE	R_LEG_MASS_PRE	LEG_MASS_PRE	LEG_FFAT_PRE	WBTOT_BMD_PRE	SUBTOT_BMD_PRE									
VT	1111	-1,7	9,9248	-2,0	1176	-1,7	10,5696	-2,0	11199	-1,4	11124	-1,6	22323	-1,5	2287	-1,7	1,2457	0,2	1,1167
VT	4731	2,2	25,9970	1,8	5178	2,2	27,9358	1,9	18197	1,7	18534	1,6	36732	1,7	9908	2,2	1,2470	0,3	1,1731
VzP	2428	-0,3	16,9612	-0,3	2474	-0,4	17,5012	-0,4	14313	0,0	14134	-0,3	28447	-0,2	4901	-0,4	1,0418	-2,2	0,9406
VzP	2882	0,2	22,0342	0,9	3322	0,4	23,8034	1,0	13078	-0,6	13956	-0,4	27034	-0,5	6204	0,3	1,2291	0,0	1,1097
VzP	2412	-0,3	20,1297	0,4	2630	-0,3	21,4017	0,5	11985	-1,1	12291	-1,1	24275	-1,1	5043	-0,3	1,0986	-1,5	1,0172
VzP	5573	3,0	25,6556	1,7	6144	3,1	28,2769	2,0	21722	3,2	21729	3,0	43451	3,1	11717	3,1	1,2678	0,5	1,2259
VzP	3118	0,4	23,9280	1,3	3281	0,3	24,2696	1,1	13029	-0,6	13519	-0,6	26548	-0,6	6399	0,4	1,1732	-0,6	1,0671
VT	2851	0,2	19,4401	0,3	3095	0,2	20,2065	0,2	14667	0,1	15316	0,2	29983	0,2	5946	0,2	1,2001	-0,3	1,1288
VzP	2338	-0,4	14,7104	-0,8	2691	-0,2	16,8755	-0,5	15894	0,6	15947	0,5	31841	0,6	5029	-0,3	1,3397	1,4	1,2247
VT	3403	0,7	22,0453	0,9	3866	0,9	24,3855	1,1	15435	0,4	15852	0,5	31287	0,5	7268	0,8	1,1162	-1,3	1,0237
VzP	2163	-0,6	15,6210	-0,6	2256	-0,6	16,2777	-0,7	13844	-0,3	13860	-0,4	27704	-0,3	4419	-0,6	1,2257	0,0	1,1143
VzP	3588	0,9	24,0222	1,3	3994	1,0	24,8831	1,2	14938	0,2	16052	0,6	30989	0,4	7583	1,0	1,1613	-0,8	1,0950
VT	3453	0,8	21,8437	0,8	3746	0,8	21,9485	0,6	15809	0,6	17067	1,0	32876	0,8	7199	0,8	1,1861	-0,5	1,1259
VT	2111	-0,6	13,8287	-1,1	2103	-0,8	15,1771	-0,9	15267	0,4	13854	-0,4	29122	0,0	4214	-0,7	1,3210	1,1	1,2274
VzP	1898	-0,8	14,6936	-0,9	2111	-0,8	16,4522	-0,6	12914	-0,7	12833	-0,9	25748	-0,8	4009	-0,8	1,1425	-1,0	1,0487
VT	3567	0,9	23,6130	1,2	3929	1,0	24,2282	1,1	15105	0,3	16215	0,6	31320	0,5	7495	1,0	1,3180	1,1	1,2013
VT	4388	1,8	24,1308	1,4	4808	1,8	25,6196	1,4	18183	1,7	18766	1,7	36949	1,7	9196	1,8	1,1267	-1,2	1,0406
VzP	3754	1,1	21,6438	0,8	4004	1,0	22,5189	0,7	17342	1,3	17779	1,3	35121	1,3	7757	1,1	1,4893	3,1	1,3657
VzP	3054	0,4	20,8609	0,6	3218	0,3	21,8211	0,6	14642	0,1	14747	0,0	29389	0,0	6272	0,3	1,1045	-1,4	1,0360
VzP	3358	0,7	23,0593	1,1	3678	0,7	25,1162	1,3	14563	0,1	14645	-0,1	29208	0,0	7036	0,7	1,2229	0,0	1,1495
VT	2940	0,3	20,5451	0,5	2944	0,0	20,6833	0,3	14311	0,0	14236	-0,2	28546	-0,1	5885	0,1	1,1693	-0,7	1,0886
VT	3428	0,8	21,1785	0,7	3572	0,6	21,6772	0,5	16188	0,8	16477	0,7	32665	0,8	7000	0,7	1,2238	0,0	1,1521
VzP	2356	-0,4	15,0155	-0,8	2299	-0,6	15,1343	-0,9	15692	0,6	15194	0,2	30886	0,4	4656	-0,5	1,2851	0,7	1,1713
VzP	1816	-0,9	14,8661	-0,8	1854	-1,0	14,5510	-1,1	12216	-1,0	12739	-0,9	24955	-0,9	3670	-1,0	1,1981	-0,3	1,1321
VT	2413	-0,3	17,6616	-0,2	2583	-0,3	18,1486	-0,3	13661	-0,3	14232	-0,2	27892	-0,3	4995	-0,3	1,1940	-0,4	1,1025
VzP	3277	0,6	25,2301	1,6	3388	0,5	25,9732	1,5	12987	-0,6	13043	-0,8	26030	-0,7	6664	0,5	1,1589	-0,8	1,0681
VzP	4383	1,8	24,0571	1,3	4788	1,8	25,1009	1,3	18220	1,7	19075	1,9	37294	1,8	9171	1,8	1,2815	0,7	1,1685
VzP	2079	-0,7	15,6675	-0,6	2356	-0,5	17,8650	-0,3	13272	-0,5	13187	-0,7	26458	-0,6	4435	-0,6	1,1224	-1,2	1,0380
VT	2638	-0,1	19,2052	0,2	2822	-0,1	19,1760	0,0	13734	-0,3	14714	0,0	28448	-0,2	5459	-0,1	1,1737	-0,6	1,1227
VzP	2990	0,3	17,9365	-0,1	3032	0,1	18,1076	-0,3	16672	1,0	16747	0,9	33419	0,9	6023	0,2	1,2388	0,2	1,2163
VT	2146	-0,6	13,9189	-1,0	2185	-0,7	14,5256	-1,1	15415	0,4	15043	0,1	30458	0,3	4331	-0,7	1,3536	1,5	1,2308
VT	2158	-0,6	15,1828	-0,7	2406	-0,5	16,4443	-0,6	14214	-0,1	14629	-0,1	28843	-0,1	4564	-0,5	1,2936	0,8	1,1880
VzP	1689	-1,1	13,8927	-1,0	1830	-1,1	14,4059	-1,1	12158	-1,0	12704	-0,9	24862	-1,0	3519	-1,1	1,1575	-0,8	1,0480
VzP	2475	-0,2	17,7220	-0,1	2786	-0,1	19,6456	0,1	13963	-0,2	14180	-0,3	28143	-0,2	5260	-0,2	1,3036	0,9	1,2091
VzP	1959	-0,8	13,6339	-1,1	2229	-0,7	15,0105	-1,0	14368	0,0	14848	0,0	29216	0,0	4188	-0,7	1,2525	0,3	1,1743
VT	2115	-0,6	17,6694	-0,2	2386	-0,5	18,5754	-0,2	11969	-1,1	12843	-0,9	24813	-1,0	4501	-0,6	1,1522	-0,9	1,0765
VzP	1989	-0,7	14,6472	-0,9	2112	-0,8	15,4567	-0,9	13583	-0,4	13667	-0,5	27250	-0,4	4102	-0,8	1,3716	1,7	1,2786
VT	1777	-1,0	13,6983	-1,1	1923	-1,0	15,0472	-1,0	12973	-0,6	12777	-0,9	25749	-0,8	3700	-1,0	1,2208	0,0	1,1463
VzP	1817	-0,9	15,5257	-0,7	2090	-0,8	16,7327	-0,6	11703	-1,2	12492	-1,0	24195	-1,1	3907	-0,9	1,2765	0,6	1,1677
VzP	3121	0,4	17,5523	-0,2	3328	0,4	18,2258	-0,2	17782	1,5	18259	1,5	36040	1,5	6449	0,4	1,2685	0,5	1,2163
VT	1742	-1,0	17,5709	-0,2	1994	-0,9	19,0371	-0,1	9913	-2,0	10472	-1,9	20385	-1,9	3735	-1,0	1,2288	0,0	1,1474
VzP	1127	-1,7	10,0365	-1,9	1399	-1,5	10,5665	-2,0	11233	-1,4	13240	-0,7	24473	-1,0	2526	-1,6	1,3004	0,9	1,2002
VT	1279	-1,5	11,5194	-1,6	1381	-1,5	12,1779	-1,6	11101	-1,5	11341	-1,5	22442	-1,5	2660	-1,5	1,1405	-1,0	1,0657
VzP	2720	0,0	18,3715	0,0	3071	0,1	18,8105	-0,1	14803	0,2	16326	0,7	31130	0,4	5791	0,1	1,2771	0,6	1,2035
Meam:	2695,8		18,3		2919,5		19,3		14414,9		14788,3		29203,2		5615,3		1,2		1,1
BEST VALUE:	5572,9		26,0		6144,3		28,3		21721,8		21729,0		43450,8		11717,1		1,5		1,4
WORST VALUE:	1111,5		9,9		1175,8		10,6		9913,0		10472,4		20385,4		2287,2		1,0		0,9
Směrodatná odch	945,3		4,3		1034,1		4,5		2279,7		2279,7		4523,8		1976,2		0,1		0,1

Group	Valgus_L_S0_NL_PRE		Valgus_L_S0_L_PRE		Valgus_L_75_NL_PRE		Valgus_L_75_L_PRE		Valgus_P_S0_NL_PRE		Valgus_P_S0_L_PRE		Valgus_P_75_NL_PRE		Valgus_P_75_L_PRE	
VT	-5.9	0.8	-4.7	0.8	-6.9	0.6	-8.2	0.4	-0.2	-1.2	3.4	-0.9	2.0	-1.0	2.1	-0.9
VT	-13.8	-0.5	-11.9	-0.3	-9.2	0.2	-8.8	0.3	24.4	2.1	19.6	1.5	13.0	0.6	13.4	0.7
VzP	-1.9	1.5	-2.5	1.1	-7.2	0.5	-5.7	0.7	-3.2	-1.6	-2.9	-1.9	-4.1	-2.0	-5.5	-2.0
VzP	2.9	2.3	3.2	2.0	2.3	2.0	5.1	2.4	-4.3	-1.7	-2.9	-1.9	-4.8	-2.1	-4.3	-1.8
VzP	22.0	-1.9	-18.5	-1.3	-18.5	-1.2	-16.5	-0.9	15.5	0.9	16.2	1.0	6.8	-0.3	8.0	-0.1
VzP	22.9	-2.0	-20.3	-1.5	-19.0	-1.3	-14.0	-0.5	23.5	2.0	22.2	1.5	19.8	2.0	17.6	1.3
VzP	-14.3	-0.6	-13.6	-0.5	-17.4	-1.0	-19.8	-1.4	4.4	-0.6	8.9	-0.1	9.7	0.1	8.1	-0.1
VT	-6.8	0.7	-2.0	1.2	-7.8	0.4	-4.3	1.0	16.8	1.1	22.8	2.0	21.0	1.8	24.1	2.2
VzP	-5.5	0.9	-4.4	0.9	-6.5	0.6	-7.2	0.5	3.2	-0.7	4.4	-0.8	6.7	-0.3	6.3	-0.3
VT	-16.1	-0.9	-14.5	-0.7	-14.3	-0.6	-13.3	-0.4	9.7	0.2	12.9	0.5	10.2	0.2	9.6	0.1
VzP	-5.9	0.8	-6.6	0.5	-10.3	0.1	-7.0	0.5	1.4	-1.0	2.6	-1.0	2.3	-1.0	2.8	-0.8
VzP	-13.7	-0.5	-21.7	-1.7	-27.6	-2.6	-21.4	-1.6	10.9	0.3	13.3	0.6	18.0	1.4	14.6	0.8
VT	-12.3	-0.3	-9.7	0.1	-3.8	1.1	-1.7	1.3	13.2	0.6	14.0	0.7	8.2	-0.1	11.4	0.4
VT	-11.8	-0.2	-17.3	-1.1	-19.1	-1.3	-23.3	-1.9	14.5	0.7	12.3	0.5	12.3	0.5	5.8	-0.4
VzP	-7.8	0.5	-10.8	-0.1	-10.8	0.0	-9.3	0.2	5.9	-0.4	6.3	-0.5	7.7	-0.2	4.6	-0.6
VT	-8.1	0.5	-7.8	0.3	-7.3	0.5	-8.6	0.3	14.3	0.8	11.3	0.3	14.8	0.9	8.4	0.0
VT	-11.3	-0.1	-7.9	0.3	-12.2	-0.2	-9.1	0.2	4.3	-0.6	6.7	-0.4	5.0	-0.6	6.8	-0.3
VzP	-11.7	-0.1	-3.0	1.1	-9.6	0.2	-11.6	-0.2	13.1	0.6	13.2	0.5	13.0	0.6	11.9	0.5
VzP	-3.8	1.2	-3.7	1.0	-6.7	0.6	-5.5	0.8	3.2	-0.7	4.0	-0.8	8.6	0.0	5.3	-0.5
VzP	-23.1	-2.1	-22.8	-1.9	-19.5	-1.4	-20.9	-1.6	14.1	0.7	16.4	1.0	11.7	0.3	11.7	0.4
VT	-7.3	0.6	-2.1	1.2	-1.8	1.4	-1.7	1.3	-6.4	-2.0	-3.2	-1.9	-6.2	-1.4	-1.8	-1.8
VT	-7.6	0.5	-6.9	0.5	-11.7	-0.2	-12.1	-0.2	2.6	-0.8	6.4	-0.5	8.2	-0.1	12.8	0.6
VzP	-14.5	-0.6	-12.5	-0.4	-1.5	1.4	-10.1	0.1	5.3	-0.4	6.4	-0.5	6.1	-0.4	7.8	-0.1
VzP	-4.9	1.0	-2.9	1.1	-3.8	1.1	-4.6	0.9	6.0	-0.4	3.7	-0.9	1.4	-1.1	0.7	-1.1
VT	-1.1	1.6	-1.3	1.3	-5.7	0.8	-4.1	1.0	1.2	-1.0	1.4	-1.2	1.4	-1.5	4.2	-0.6
VzP	-8.0	0.5	-1.6	1.3	-4.3	1.0	-6.0	0.7	14.9	0.8	9.4	0.0	12.7	0.6	11.5	0.4
VzP	-3.6	1.2	-6.0	0.6	-7.4	0.5	-12.9	-0.4	4.2	-0.6	5.8	-0.6	9.0	0.0	13.6	0.7
VzP	-11.5	-0.4	-11.6	-0.2	-6.3	0.3	-16.4	-0.9	5.3	-0.4	5.8	-0.6	11.1	0.3	9.7	0.1
VT	-18.5	-1.3	-20.1	-1.5	-13.0	-0.4	-25.6	-2.3	20.7	1.6	17.3	1.1	17.2	1.3	13.7	0.7
VzP	-15.4	-0.8	-18.7	-1.3	-13.7	-0.5	-14.5	-0.6	9.1	0.1	11.9	0.3	13.3	0.7	10.8	0.3
VT	-11.6	-0.1	-7.2	0.4	-21.9	-1.7	-14.3	-0.6	7.2	-0.2	8.4	-0.2	11.8	0.4	7.6	-0.2
VT	-7.5	0.6	-7.3	0.4	-8.8	0.3	-2.7	1.2	2.8	-0.9	2.8	-1.0	1.5	-1.1	2.3	-0.9
VzP	-9.9	0.2	-9.4	0.1	-7.9	0.4	-7.7	0.4	10.8	0.3	8.2	-0.2	11.4	0.4	4.6	-0.6
VzP	-10.2	0.1	-5.8	0.6	-4.0	1.0	-2.7	1.2	-5.0	-1.8	3.1	-1.0	-0.8	-1.5	-1.3	-1.4
VzP	-13.4	-0.4	-11.4	-0.2	-14.7	-0.6	-11.1	-0.1	13.8	0.7	15.6	0.9	11.4	0.4	11.0	0.3
VT	-8.6	0.4	-8.5	0.2	-3.3	1.1	-7.7	0.4	7.2	-0.2	16.1	1.0	7.1	-0.3	7.8	-0.1
VzP	-15.7	-0.8	-18.3	-1.2	-17.5	-1.1	-13.3	-0.4	12.1	0.5	15.2	0.8	10.4	0.2	11.9	0.5
VT	-8.1	0.5	-11.3	-0.2	-9.9	0.1	-10.5	-1.0	1.0	-1.0	2.6	-1.0	-2.4	-1.7	2.7	-0.8
VzP	-9.9	0.2	-11.5	-0.2	-13.0	-0.4	-9.7	0.1	6.9	-0.2	8.1	-0.3	10.7	0.3	8.9	0.0
VzP	-7.5	0.6	-4.9	0.8	-3.9	1.0	-5.1	0.8	7.5	-0.1	4.6	-0.7	5.2	-0.6	3.7	-0.7
VT	-13.8	-0.5	-12.3	-0.3	-13.1	-0.4	-9.5	0.2	11.7	0.4	11.9	0.3	9.2	0.0	10.7	0.3
VzP	-24.3	-2.3	-25.4	-2.3	-22.1	-1.8	-21.7	-1.7	18.0	1.3	21.4	1.8	17.0	1.2	28.8	-2.9
VT	-7.8	0.5	-9.8	0.1	-4.6	0.9	-7.0	0.5	18.6	1.3	13.7	0.6	14.4	0.8	11.6	0.4
VzP	-18.2	-1.2	-18.7	-1.3	-21.0	-1.6	-22.6	-1.8	20.0	1.5	20.6	1.6	22.2	2.0	26.4	2.5
Mean:	-10.8		-10.1		-10.7		-10.6		8.6		9.6		8.9		8.6	
BEST VALUE:	2.9		3.2		2.3		5.2		24.4		22.8		22.2		28.8	
WORST VALUE:	-24.3		-25.4		-27.6		-25.6		-6.4		-3.2		-4.8		-5.5	
Směrodatná odch	5.9		6.7		6.5		6.6		7.5		6.7		6.6		7.0	

Group	Flexe_50_NL_PRE		Flexe_50_L_PRE		Flexe_75_NL_PRE		Flexe_75_L_PRE		Con240_P_PRE		Con240_L_PRE		Con120_P_PRE		Con120_L_PRE		Mix_P_PRE		Mix_L_PRE	
VT	101,2	0,0	104,9	0,5	97,7	0,2	92,6	0,1	0,62	0,6	0,65	0,51	0,56	0,4	0,51	-0,1	0,75	-1,6	0,89	-0,6
VT	87,0	-1,0	77,3	-1,7	69,5	-2,3	72,4	-1,7	0,45	-0,8	0,51	-0,3	0,45	-1,3	0,49	-0,5	0,97	-0,8	0,83	-0,7
VzP	117,0	1,2	95,1	-0,3	96,8	0,1	91,9	0,0	0,58	0,2	0,58	-1,3	0,59	0,8	0,51	-0,1	1,58	1,5	0,85	-0,7
VzP	105,1	0,3	88,8	-0,8	91,5	-0,4	89,9	-0,2	0,50	-0,4	0,61	0,4	0,54	0,2	0,52	0,0	1,14	-0,1	1,22	0,2
VzP	95,8	-0,4	111,7	1,1	102,1	0,6	105,2	1,2	0,56	0,0	0,47	-0,6	0,61	1,2	0,51	-0,2	0,77	-1,6	0,87	-0,6
VzP	99,9	-0,1	97,6	-0,1	84,6	-1,0	87,8	-0,3	0,44	-0,9	0,45	-0,8	0,50	-0,6	0,49	-0,5	1,17	0,0	1,05	-0,2
VzP	105,5	0,3	110,6	1,0	107,2	1,0	99,4	0,7	0,43	-1,0	0,46	-0,7	0,49	-0,7	0,57	0,7	1,04	-0,5	1,04	-0,2
VT	103,3	0,2	93,0	-0,4	89,4	-0,5	92,6	0,1	0,54	-0,1	0,46	-0,7	0,48	-0,9	0,43	-1,2	1,25	0,2	1,05	-0,2
VzP	129,7	-2,1	110,2	1,0	104,9	0,8	95,1	0,3	0,45	-0,8	0,64	0,7	0,45	-1,3	0,48	-0,5	0,84	-1,3	1,36	0,6
VT	102,8	0,1	94,0	-0,4	83,4	-1,1	83,2	-0,7	0,49	-0,5	0,41	-1,1	0,50	-0,6	0,46	-0,8	0,80	-1,4	0,78	-0,9
VzP	113,9	0,9	115,7	1,4	116,9	1,9	101,9	0,9	0,61	0,5	0,53	-0,2	0,46	-1,3	0,58	0,8	1,74	-2,1	1,22	0,2
VzP	91,9	-0,7	106,6	0,7	111,5	1,4	108,3	1,4	0,42	-1,1	0,45	-0,7	0,49	-0,8	0,49	-0,4	1,06	-0,5	0,79	-0,8
VT	102,7	0,1	96,0	-0,2	91,6	-0,3	91,9	0,0	0,58	0,2	0,58	0,3	0,52	-0,2	0,51	-0,2	1,24	0,2	0,94	-0,5
VT	103,8	0,2	95,9	-0,2	98,4	0,3	94,9	0,3	0,29	-2,1	0,50	-0,4	0,49	-0,7	0,45	-0,9	1,68	1,9	2,97	-4,6
VzP	112,3	0,8	102,0	0,3	94,4	-0,1	93,4	0,1	0,71	1,3	0,78	1,8	0,57	0,5	0,67	-2,0	1,40	0,8	1,37	0,6
VT	107,4	0,5	97,6	-0,1	93,6	-0,2	92,8	0,1	0,59	0,3	0,23	-2,4	0,63	0,1	0,53	0,1	1,62	1,7	1,83	1,8
VT	123,4	1,6	111,7	1,1	102,7	0,6	104,4	1,1	0,95	-3,3	0,85	-2,3	0,49	-0,6	0,47	-0,6	1,09	-0,3	1,74	1,5
VzP	107,5	0,5	87,2	-0,9	93,4	-0,2	83,8	-0,7	0,25	-2,4	0,54	-0,1	0,56	0,5	0,61	1,1	1,69	1,9	1,84	1,8
VzP	100,4	0,0	105,0	0,5	105,1	0,8	101,3	0,8	0,58	0,2	0,75	1,5	0,57	0,6	0,55	0,5	1,24	0,2	1,54	1,0
VzP	102,9	0,1	102,3	0,3	96,7	0,1	86,6	-0,4	0,49	-0,5	0,47	-0,6	0,44	-1,6	0,45	-1,0	0,90	-1,1	0,78	-0,9
VT	110,9	0,7	101,9	0,3	110,3	1,3	107,1	1,3	0,47	-0,7	0,45	-0,8	0,40	-2,2	0,38	-1,9	1,03	-0,6	0,78	-0,9
VT	103,4	0,2	89,3	-0,7	89,2	-0,6	88,9	-0,3	0,66	0,9	0,53	-0,1	0,51	-0,5	0,47	-0,7	1,17	0,0	1,07	-0,1
VzP	97,7	-0,2	89,2	-0,8	91,2	-0,4	78,1	-1,2	0,67	0,9	0,68	1,0	0,59	0,8	0,49	-0,4	1,14	-0,1	1,01	-0,3
VzP	122,3	1,5	92,8	-0,5	88,0	-0,7	93,7	0,2	0,77	1,8	0,72	1,4	0,65	1,8	0,67	-2,1	0,82	-1,4	0,88	-0,6
VT	102,4	0,1	85,0	-1,1	82,2	-1,2	82,6	-0,8	0,48	-0,6	0,27	-2,1	0,47	-1,1	0,44	-1,1	0,96	-0,8	0,78	-0,9
VzP	105,2	0,3	77,5	-1,7	78,2	-1,5	71,2	-1,8	0,65	0,8	0,69	1,1	0,48	-1,0	0,58	0,9	1,11	-0,3	1,08	-0,1
VzP	129,9	2,1	111,3	1,1	107,4	1,0	109,9	1,6	0,50	-0,4	0,56	0,1	0,47	-1,1	0,50	-0,2	1,13	-0,2	1,11	0,0
VzP	86,9	-1,0	95,7	-0,2	83,3	-1,1	85,9	-0,5	0,53	-0,2	0,54	-0,1	0,56	0,4	0,59	0,9	1,06	-0,5	0,90	-0,6
VT	76,5	-1,8	121,1	1,9	109,2	1,2	108,3	1,4	0,52	-0,3	0,50	-0,4	0,53	0,0	0,55	1,09	-0,4	1,00	-0,3	
VzP	89,6	-0,8	106,3	0,6	92,1	-0,3	93,9	0,2	0,57	0,2	0,58	0,3	0,55	0,2	0,45	-0,9	0,99	-0,7	0,85	-0,7
VT	65,1	-2,6	85,1	-1,1	91,6	-0,3	85,5	-0,5	0,29	-2,1	0,83	-2,1	0,49	-0,7	0,45	-0,9	1,84	-2,5	1,49	0,9
VT	81,4	-1,4	91,7	-0,6	92,3	-0,3	84,2	-0,7	0,54	-0,1	0,59	0,4	0,58	0,8	0,52	0,1	1,46	1,0	1,12	0,0
VzP	88,2	-0,9	78,2	-1,6	73,6	-1,9	73,6	-1,6	0,54	-1,1	0,37	-1,4	0,54	0,1	0,41	-1,5	0,93	-0,9	0,55	-1,4
VzP	106,9	0,4	105,0	0,5	103,4	0,7	100,7	0,8	0,53	-0,2	0,49	-0,5	0,59	1,0	0,61	1,2	1,34	0,6	1,34	0,5
VzP	90,6	-0,7	100,8	0,2	99,2	0,3	101,3	0,8	0,60	0,4	0,56	0,1	0,64	1,7	0,51	-0,1	1,12	-0,2	1,13	0,0
VT	118,5	1,3	101,8	0,4	100,5	0,4	80,5	-1,0	0,58	0,2	0,59	0,3	0,54	0,1	0,45	-1,0	1,11	-0,3	0,94	-0,5
VzP	94,2	-0,5	86,2	-1,0	77,9	-1,5	76,6	-1,3	0,54	-0,1	0,56	0,1	0,51	-0,4	0,51	-0,1	1,02	-0,6	1,15	0,1
VT	95,7	-0,4	116,3	1,5	110,4	1,3	104,5	1,1	0,53	-0,2	0,58	0,3	0,54	0,2	0,73	-2,8	1,04	-0,5	0,90	-0,6
VzP	77,0	-1,7	88,5	-0,8	91,7	-0,3	76,2	-1,3	0,75	1,6	0,75	1,6	0,63	1,6	0,68	-2,1	1,35	0,7	1,44	0,8
VzP	107,2	0,5	77,1	-1,7	75,6	-1,7	68,4	-2,0	0,61	0,5	0,46	-0,7	0,61	1,3	0,53	0,1	1,27	0,3	1,15	0,1
VT	113,9	0,9	108,4	0,8	99,3	0,3	97,0	0,5	0,54	-0,1	0,57	0,1	0,59	0,8	0,53	0,1	1,40	0,8	1,14	0,0
VzP	94,4	-0,5	130,0	-2,6	120,5	-2,2	118,4	-2,3	0,57	0,2	0,51	-0,3	0,48	-0,9	0,52	0,1	1,06	-0,4	0,90	-0,6
VT	84,6	-1,2	106,9	0,7	105,3	0,9	100,6	0,8	0,62	0,5	0,46	-0,7	0,54	0,1	0,43	-1,2	1,18	0,0	0,90	-0,6
VzP	84,4	-1,2	81,5	-1,4	100,5	0,4	81,6	-0,9	0,66	0,9	0,56	0,1	0,65	1,9	0,58	0,8	1,38	0,8	0,87	-0,6
Mean:	100,9		98,4		95,5		91,8		0,6		0,5		0,5		0,5		1,2		1,1	
BEST VALUE:	129,9		130,0		120,5		118,4		1,0		0,9		0,6		0,7		1,8		3,0	
WORST VALUE:	65,1		77,1		69,5		68,4		0,3		0,2		0,4		0,4		0,8		0,5	
Směrodatná odch	13,8		12,3		11,5		11,5		0,1		0,1		0,1		0,1		0,3		0,4	

11.3 Intervenční program

11.3.1 Mezocyklus č. I

Mezocyklus I	Týden 1					Týden 2					Týden 3				
	Trénink č. 1					Trénink č. 1					Trénink č. 1				
Cviky		Sady	Opakování	Tempo	Rest		Sady	Opakování	Tempo	Rest		Sady	Opakování	Tempo	Rest
<i>Dřep na bednu</i>	Balistická vesta		12	4/0/X/1		Batoh na břichu (20 kg)		12	4/0/X/1		Balistická vesta + batoh na břichu (40kg)		12	4/0/X/1	
<i>Sumo deadlift</i>	Balistická vesta	3	12	3/1/X/1	1:00	Batoh (20 kg)	3	12	3/1/X/1	1:00	Balistická vesta + batoh (40 kg)	3	12	3/1/X/1	1:00
<i>Skákání na jedné noze dopředu/dozadu</i>	Bez		20L/20P	1/0/X/1		Balistická vesta		20L/20P	1/0/X/1		Balistická vesta		30L/30P	1/0/X/1	
<i>Klíky</i>	Bez	3	12	2/1/1/1	1:00	Balistická vesta	3	12	2/1/1/1	1:00	Balistická vesta + batoh na zádech (10kg)	3	12	2/1/1/1	1:00
<i>Plank</i>	Bez		30s	x		Balistická vesta		30s	x		Balistická vesta		30s	x	
<i>Přenášení balistické vesty - paže ve vzpažení</i>	Balistická vesta	3	50m	x	1:00	Balistická vesta	3	80m	x	1:00	Balistická vesta	3	100 m	x	1:00
	Trénink č. 2					Trénink č. 2					Trénink č. 2				
Cviky		Sady	Opakování	Tempo	Rest		Sady	Opakování	Tempo	Rest		Sady	Opakování	Tempo	Rest
<i>Skoky do dálky</i>	Bez		12	1/0/X/1		Balistická vesta		10	1/0/X/1		Balistická vesta + batoh na zádech (20kg)		10	1/0/X/1	
<i>Dřep s vysokým kolenem</i>	Balistická vesta	3	12	4/0/X/2	1:00	Batoh na zádech (20 kg)	3	12	4/0/X/2	1:00	Balistická vesta + batoh na zádech (20kg)	3	12	4/0/X/2	1:00
<i>Zvedání pánve v leže (most)</i>	Balistická vesta		12	2/1/1/1		Batoh na pánvi (20 kg)		12	2/1/1/1		Balistická vesta + batoh na pánvi (20 kg)		12	2/1/1/1	
<i>Klíky s upaženým a zvednutím paží</i>	Bez	3	12	2/2/1/1	1:00	Balistická vesta	3	12	2/2/1/1	1:00	Balistická vesta + batoh na zádech (10kg)	3	12	2/2/1/1	1:00
<i>Reverse Plank</i>	Bez		30s	x		Balistická vesta		30s	x		Balistická vesta		30s	x	
<i>Přenášení batohu 20kg - držení na hrudníku</i>	Batoh (20kg)	3	50m	x	1:00	Batoh (20kg)	3	80m	x	1:00	Batoh (20kg)	3	100 m	x	1:00
	Trénink č. 3					Trénink č. 3					Trénink č. 3				
Cviky		Sady	Opakování	Tempo	Rest		Sady	Opakování	Tempo	Rest		Sady	Opakování	Tempo	Rest
<i>Dřepy s výskokem</i>	Bez		12	4/0/X/1		Balistická vesta		12	4/0/X/1		Balistická vesta + batoh na zádech (20kg)		12	4/0/X/1	
<i>Boční výkroky na bednu střídavě</i>	Bez	3	20	2/1/2/1	1:00	Balistická vesta	3	20	2/1/2/1	1:00	Balistická vesta + batoh na zádech (20kg)	3	20	2/1/2/1	1:00
<i>Donkey kicks</i>	Bez		12L/12P	2/4/2/1		Balistická vesta		12L/12P	2/4/2/1		Balistická vesta		12L/12P	2/4/2/1	
<i>Klík s nohama nahoře</i>	Bez	3	12	2/0/2/1	1:00	Balistická vesta	3	12	2/0/2/1	1:00	Balistická vesta	3	12	2/0/2/1	1:00
<i>Mountain Climbers (Horolezec)</i>	Bez		30s	1/0/X/0		Balistická vesta		30s	1/0/X/0		Balistická vesta		30s	1/0/X/0	
<i>Zercher carry - v záhybu loktů</i>	Batoh (20kg)	3	50m	x	1:00	Balistická vesta + Batoh (20 kg)	3	80m	x	1:00	Balistická vesta + Batoh (20 kg)	3	100 m	x	1:00

11.3.2 Mezocyklus č. II

Mezocyklus II	Týden 1					Týden 2					Týden 3				
	Trénink č. 1					Trénink č. 2					Trénink č. 3				
Cviky	Sady	Opakování	Tempo	Rest		Sady	Opakování	Tempo	Rest		Sady	Opakování	Tempo	Rest	
<i>Seskok z bedny (30 cm) - zastavení v dřepu</i>	Balistická vesta	12	X/1/2/1			Batoh na zádech (20 kg)	12	X/1/2/1			Batoh na zádech (20 kg)	12	X/1/2/1		
<i>Pistol Squat z bedny (30 cm)</i>	Bez	3 12L/12P	1/0/1/1	1:00		Balistická vesta	3 12L/12P	1/0/1/1	1:00		Batoh na břichu (20 kg)	3 12L/12P	1/0/1/1	1:00	
<i>Zvedání pánve v leže (jednonohý most)</i>	Bez	12L/12P	1/4/1/1			Balistická vesta - na pánvi	12L/12P	1/4/1/1			Batoh na pánvi (20kg)	12L/12P	1/4/1/1		
<i>Klíky</i>	Bez	3 12	2/1/1/1	1:00		Balistická vesta	3 12	2/1/1/1	1:00		Balistická vesta	3 12	2/1/1/1	1:00	
<i>Dead Bug</i>	Bez	12	2/2/2/1			Balistická vesta	12	2/2/2/1			Balistická vesta	12	2/2/2/1		
<i>Bear hug carry</i>	Batoh (20 kg)	3 50m	X	1:00		Batoh (20 kg)	3 80m	x	1:00		Batoh (40 kg)	3 80m	x	1:00	
	Trénink č. 2					Trénink č. 2					Trénink č. 2				
Cviky	Sady	Opakování	Tempo	Rest		Sady	Opakování	Tempo	Rest		Sady	Opakování	Tempo	Rest	
<i>Maximální výskok na jedné noze</i>	Balistická vesta	6L/6P	1/0/X/2			Balistická vesta	6L/6P	1/0/X/2			Balistická vesta + batoh na zádech (20kg)	6L/6P	1/0/X/2		
<i>Dřepy na špičkách</i>	Bez	3 12	4/0/2/1	1:00		Balistická vesta	3 12	4/0/2/1	1:00		Balistická vesta + batoh na zádech (20kg)	3 12	4/0/2/1	1:00	
<i>Bulharský dřep</i>	Bez	12L/12P	2/0/1/1			Balistická vesta	12L/12P	2/0/1/1			Balistická vesta + batoh na zádech (20kg)	12L/12P	2/0/1/1		
<i>Klíky s upaženým a zvednutými pažemi</i>	Bez	3 12	2/2/1/1	1:00		Balistická vesta	3 12	2/2/1/1	1:00		Balistická vesta + batoh na zádech (10kg)	3 12	2/2/1/1	1:00	
<i>Superman - "brouk"</i>	Bez	30s	2/1/2/1			Bez	30s	2/1/2/1			Bez	30s	2/1/2/1		
<i>Přenášení batohu - P nebo L úchop</i>	Batoh (20 kg)	3 30m L/P	x	1:00		Batoh (20 kg)	3 50m L/P	x	1:00		Batoh (20 kg)	3 80m L/P	x	1:00	
	Trénink č. 3					Trénink č. 3					Trénink č. 3				
Cviky	Sady	Opakování	Tempo	Rest		Sady	Opakování	Tempo	Rest		Sady	Opakování	Tempo	Rest	
<i>Seskok z bedny (30 cm) a maximální výskok</i>	Balistická vesta	12	X/0/X/1			Batoh (20 kg)	12	X/0/X/1			Balistická vesta + batoh na zádech (20kg)	12	X/0/X/1		
<i>Výstup na box - flexe v kyčelním kloubu</i>	Bez	3 10L/10P	4/0/1/1	1:00		Balistická vesta	3 10L/10P	4/0/1/1	1:00		Balistická vesta + batoh na zádech (20kg)	3 10L/10P	4/0/1/1	1:00	
<i>Glute March</i>	Bez	12L/12P	2/1/2/1			Balistická vesta - na pánvi	12L/12P	2/1/2/1			Balistická vesta + Batoh na pánvi (20 kg)	12L/12P	2/1/2/1		
<i>Klík s nohama nahoře</i>	Bez	3 12	2/0/2/1	1:00		Balistická vesta	3 12	2/0/2/1	1:00		Balistická vesta	3 12	2/0/2/1	1:00	
<i>Plank s tahem ruky a křížové DK</i>	Bez	10L/10P	2/2/2/1			Balistická vesta	10L/10P	2/2/2/1			Balistická vesta	10L/10P	2/2/2/1		
<i>Přenášení balistické vesty - paže ve vzpažení</i>	Balistická vesta	3 30m L/P	x	1:00		Balistická vesta	3 50m L/P	x	1:00		Balistická vesta	3 80m L/P	x	1:00	

11.3.3 Tréninkové jednotky - Mezocyklus I

1 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 1

WARM UP

Repeat 2x



Jumping Jacks 30 reps



Lateral Lunge 10 reps each side



Hollow to Superman 10 reps

WORKOUT

Týden 1	Trénink č. 1	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
Dřep na bednu	Balistická vesta	3	12	4/0/X/1	1:00
Sumo deadlift	Balistická vesta		12	3/1/X/1	
Skákání na jedné noze dopředu/dozadu	Bez		20L/20P	1/0/X/1	
Kliky	Bez	3	12	2/1/1/1	1:00
Plank	Bez		30 s		
Přenášení balistické vesty – paže ve vzpažení	Balistická vesta	3	50 m		1:00



Dřep na bednu



Sumo deadlift



Skákání na noze



Kliky



Plank



Přenášení

1 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 2

WARM UP

Repeat 2x



Jumping Jacks

30 reps



Lateral Lunge

10 reps
each side



Hollow to Superman

10 reps

WORKOUT

Týden 1	Trénink č. 2	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
Skoky do dálky	Bez	3	12	1/0/X/1	1:00
Dřep s vysokým kolenem	Balistická vesta		12	4/0/X/2	
Zvedání pánve v leže (most)	Balistická vesta		12	2/1/1/1	
Kliky s upažením a zvednutím paží	Bez	3	12	2/2/1/1	1:00
Reverse Plank	Bez		30 s		
Přenášení batohu 20 kg – držení na hrudníku	Batoh (20 kg)	3	50 m		1:00



Skok do dálky



Dřep s vys. kolenem



Zvedání pánve



Kliky s upažením



Reverse Plank



Přenášení

1 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 3

WARM UP

Repeat 2x



Jumping Jacks

30 reps



Lateral Lunge

10 reps
each side



Hollow to Superman

10 reps

WORKOUT

Týden 1	Trénink č. 3	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
Dřepe s výskokem	Bez		12	4/0/X/1	
Boční výkroky na bednu střídavě	Bez	3	20	2/1//2/1	1:00
Donkey kicks	Bez		12L/12P	2/4/2/1	
Klik s nohama nahoře	Bez	3	12	2/0/2/1	1:00
Mountain Climbers (Horolezec)	Bez		30 s	1/0/X/0	
Zercher carry – v záhybu loktů	Batoh (20 kg)	3	50 m		1:00



Dřepe s výsk.



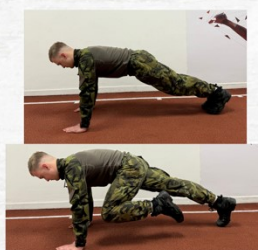
Výkroky na bednu



Donkey kicks



Klik



Horolezec



Přenášení

2 TÝDEN TRÉNINK Č. 1

WARM UP

Repeat 2x



Jumping Jacks 30 reps



Lateral Lunge 10 reps each side



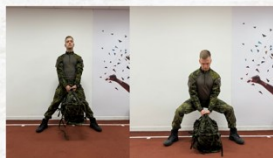
Hollow to Superman 10 reps

WORKOUT

Týden 2	Trénink č. 1	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
Dřep na bednu	Batoh na břichu (20 kg)	3	12	4/0/X/1	1:00
Sumo deadlift	Batoh (20 kg)		12	3/1/X/1	
Skákání na jedné noze dopředu/dozadu	Balistická vesta		20L/20P	1/0/X/1	
Kliky	Balistická vesta	3	12	2/1/1/1	1:00
Plank	Balistická vesta		30 s		
Přenášení balistické vesty – paže ve vzpažení	Balistická vesta	3	80 m		1:00



Dřep na bednu



Sumo deadlift



Skákání na noze



Kliky



Plank



Přenášení

2 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 2

WARM UP

Repeat 2x



Jumping Jacks

30 reps



Lateral Lunge

10 reps
each side



Hollow to Superman

10 reps

WORKOUT

Týden 2	Trénink č. 2	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
Skoky do dálky	Balistická vesta	3	10	1/0/X/1	1:00
Dřep s vysokým kolenem	Batoh na zádech (20 kg)		12	4/0/X/2	
Zvedání pánve v leže (most)	Batoh na pánvi (20 kg)		12	2/1/1/1	
Kliky s upažením a zvednutím paží	Balistická vesta	3	12	2/2/1/1	1:00
Reverse Plank	Balistická vesta		30 s		
Přenášení batohu 20 kg – držení na hrudníku	Batoh (20kg)	3	80 m		1:00



Skok do dálky



Dřep s vys. kolenem



Zvedání pánve



Kliky s upažením



Reverse Plank



Přenášení

2 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 3

WARM UP

Repeat 2x



Jumping Jacks 30 reps



Lateral Lunge 10 reps each side



Hollow to Superman 10 reps

WORKOUT

Týden 2	Trénink č. 3	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
Dřepy s výskokem	Balistická vesta	3	12	4/0/X/1	1:00
Boční výkroky na bednu střídavě	Balistická vesta		20	2/1//2/1	
Donkey kicks	Balistická vesta		12L/12P	2/4/2/1	
Klik s nohama nahoře	Balistická vesta	3	12	2/0/2/1	1:00
Mountain Climbers (Horolezec)	Balistická vesta		30 s	1/0/X/0	
Zercher carry – v záhybu loktů	Balistická vesta + Batoh (20 kg)	3	80 m		1:00



Dřepy s výsk.



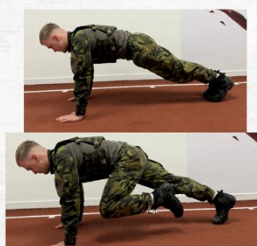
Výkroky na bednu



Donkey kicks



Klik



Horolezec



Přenášení

3 TÝDEN TRÉNINK Č. 1

WARM UP

Repeat 2x



Jumping Jacks

30 reps



Lateral Lunge

10 reps
each side



Hollow to Superman

10 reps

WORKOUT

Týden 3	Trénink č. 1	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
<i>Dřep na bednu</i>	Balistická vesta + batoh na břichu (40 kg)	3	12	4/0/X/1	1:00
<i>Sumo deadlift</i>	Balistická vesta + batoh (40 kg)		12	3/1/X/1	
<i>Skákání na jedné noze dopředu/dozadu</i>	Balistická vesta		30L/30P	1/0/X/1	
<i>Kliky</i>	Balistická vesta + batoh na zádech (10 kg)	3	12	2/1/1/1	1:00
<i>Plank</i>	Balistická vesta		30 s		
<i>Přenášení balistické vesty – paže ve vzpažení</i>	Balistická vesta	3	100 m		1:00



Dřep na bednu



Sumo deadlift



Skákání na noze



Kliky



Plank



Přenášení

3 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 2

WARM UP

Repeat 2x



Jumping Jacks

30 reps



Lateral Lunge

10 reps
each side



Hollow to Superman

10 reps

WORKOUT

Týden 3	Trénink č. 2	Sady	Opakování	Tempo	Rest
<i>Cviky</i>					
Skoky do dálky	Balistická vesta + batoh na zádech (20 kg)	3	10	1/0/X/1	1:00
Dřep s vysokým kolenem	Balistická vesta + batoh na zádech (20 kg)		12	4/0/X/2	
Zvedání pánve v leže (most)	Balistická vesta + batoh na pánvi (20 kg)		12	2/1/1/1	
Kliky s upažením a zvednutím paží	Balistická vesta + batoh na zádech (10 kg)	3	12	2/2/1/1	1:00
Reverse Plank	Balistická vesta		30 s		
Přenášení batohu 20 kg – držení na hrudníku	Batoh (20 kg)	3	100 m		1:00



Skok do dálky



Dřep s vys. kolenem



Zvedání pánve



Kliky s upažením



Reverse Plank



Přenášení

3 TÝDEN TRÉNINK Č. 3

WARM UP

Repeat 2x



Jumping Jacks 30 reps



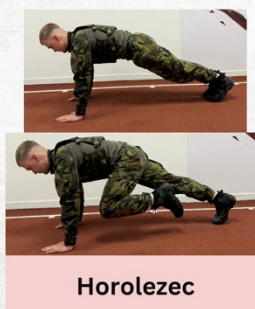
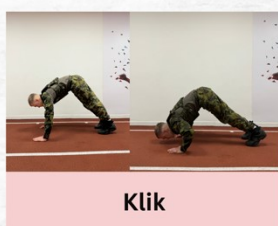
Lateral Lunge 10 reps each side



Hollow to Superman 10 reps

WORKOUT

Týden 3	Trénink č. 3	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
Dřepy s výskokem	Balistická vesta + batoh na zádech (20 kg)	3	12	4/0/X/1	1:00
Boční výkroky na bednu střídavě	Balistická vesta + batoh na zádech (20 kg)		20	2/1//2/1	
Donkey kicks	Balistická vesta		12L/12P	2/4/2/1	
Klik s nohama nahoře	Balistická vesta	3	12	2/0/2/1	1:00
Mountain Climbers (Horolezec)	Balistická vesta		30 s	1/0/X/0	
Zercher carry – v záhybu loktů	Balistická vesta + Batoh (20 kg)	3	100 m		1:00

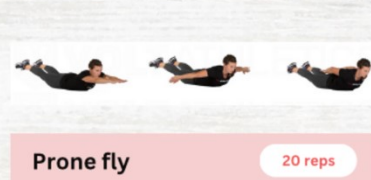
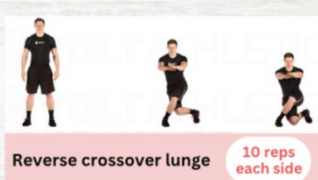
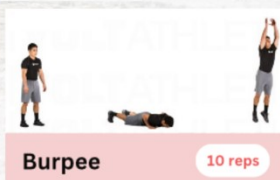


11.3.4 Tréninkové jednotky - Mezocyklus II

4 TÝDEN TRÉNINK Č. 1

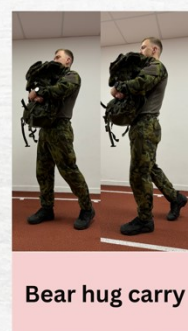
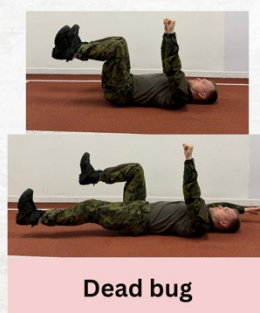
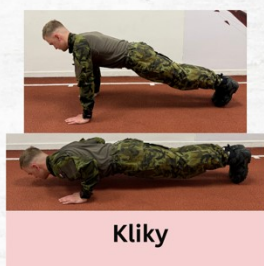
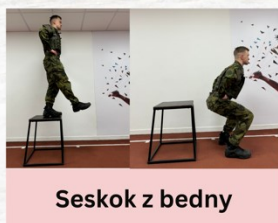
WARM UP

Repeat 2x



WORKOUT

Týden 4	Trénink č. 1	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
<i>Seskok z bedny (30 cm) - zastavení v dřepu</i>	Balistická vesta	3	12	X/1/2/1	1:00
<i>Pistol squat z bedny (30 cm)</i>	Bez		12L/12P	1/0/1/1	
<i>Zvedání pánve v leže (jednonohý most)</i>	Bez		12L/12P	1/4/1/1	
Kliky	Bez	3	12	2/1/1/1	1:00
<i>Dead bug</i>	Bez		12	2/2/2/1	
<i>Bear hug carry</i>	Batoh (20 kg)	3	50 m		1:00



4 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 2

WARM UP

Repeat 2x



Burpee

10 reps



Reverse crossover lunge

10 reps
each side



Prone fly

20 reps

WORKOUT

Týden 4	Trénink č. 2	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
<i>Maximální výskok na jedné noze</i>	Balistická vesta	3	6L/6P	1/0/X/2	1:00
<i>Dřepy na špičkách</i>	Bez		12	4/0/2/1	
<i>Bulharský dřep</i>	Bez		12L/12P	2/0/1/1	
<i>Kliky s upažením a zvednutím paží</i>	Bez	3	12	2/2/1/1	1:00
<i>Superman - "brouk"</i>	Bez		30 s	2/1/2/1	
<i>Přenášení batohu – P/L úchop</i>	Batoh (20 kg)	3	30 m L/P		1:00



Max. výskok



Dřepy na špičkách



Bulharský dřep



Kliky s upažením



Superman



Přenášení

4 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 3

WARM UP

Repeat 2x



Burpee

10 reps



Reverse crossover lunge

10 reps
each side



Prone fly

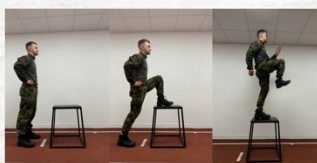
20 reps

WORKOUT

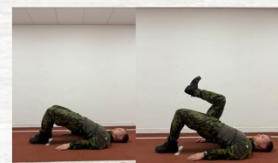
Týden 4	Trénink č. 3	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
<i>Seskok z bedny (30 cm) a maximální výskok</i>	Balistická vesta	3	12	X/0/X/1	1:00
<i>Výstup na box – flexe v kyčelním kloubu</i>	Bez		10L/10P	4/0/1/1	
<i>Glute march</i>	Bez		12L/12P	2/1/2/1	
<i>Klik s nohama nahoře</i>	Bez	3	12	2/0/2/1	1:00
<i>Plank s tahem ruky a křížové DK</i>	Bez		10L/10P	2/2/2/1	
<i>Přenášení balistické vesty – paže ve vzpažení</i>	Balistická vesta	3	50 m L/P		1:00



Seskok z bedny - výskok



Výstup na box - flexe



Glute march



Klik



Plank



Přenášení

5 TÝDEN TRÉNINK Č. 1

WARM UP

Repeat 2x



Burpee

10 reps



Reverse crossover lunge

10 reps
each side



Prone fly

20 reps

WORKOUT

Týden 5	Trénink č. 1	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
<i>Seskok z bedny (30 cm) - zastavení v dřepu</i>	Batoh na zádech (20 kg)	3	12	X/1/2/1	1:00
<i>Pistol squat z bedny (30 cm)</i>	Balistická vesta		12L/12P	1/0/1/1	
<i>Zvedání pánve v leže (jednonohý most)</i>	Balistická vesta – na pánvi		12L/12P	1/4/1/1	
<i>Kliky</i>	Balistická vesta	3	12	2/1/1/1	1:00
<i>Dead bug</i>	Balistická vesta		12	2/2/2/1	
<i>Bear hug carry</i>	Batoh (20 kg)	3	80 m		1:00



Seskok z bedny



Pistol squat z bedny



Zvedání pánve



Kliky



Dead bug



Bear hug carry

5 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 2

WARM UP

Repeat 2x



Burpee

10 reps



Reverse crossover lunge

10 reps
each side



Prone fly

20 reps

WORKOUT

Týden 5	Trénink č. 2	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
<i>Maximální výskok na jedné noze</i>	Balistická vesta	3	6L/6P	1/0/X/2	1:00
<i>Dřepy na špičkách</i>	Balistická vesta		12	4/0/2/1	
<i>Bulharský dřep</i>	Balistická vesta		12L/12P	2/0/1/1	
<i>Kliky s upažením a zvednutím paží</i>	Balistická vesta	3	12	2/2/1/1	1:00
<i>Superman - "brouk"</i>	Bez	3	30 s	2/1/2/1	1:00
<i>Přenášení batohu – P/L úchop</i>	Batoh (20 kg)		50 m L/P		



Max. výskok



Dřepy na špičkách



Bulharský dřep



Kliky s upažením



Superman



Přenášení

5 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 3

WARM UP

Repeat 2x



Burpee

10 reps



Reverse crossover lunge

10 reps
each side



Prone fly

20 reps

WORKOUT

Týden 5	Trénink č. 3	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
<i>Seskok z bedny (30 cm) a maximální výskok</i>	Batoh (20 kg)	3	12	X/0/X/1	1:00
<i>Výstup na box – flexe v kyčelním kloubu</i>	Balistická vesta		10L/10P	4/0/1/1	
<i>Glute march</i>	Balistická vesta – na pánvi	3	12L/12P	2/1/2/1	1:00
<i>Klik s nohama nahoře</i>	Balistická vesta		12	2/0/2/1	
<i>Plank s tahem ruky a křížové DK</i>	Balistická vesta	3	10L/10P	2/2/2/1	1:00
<i>Přenášení balistické vesty – paže ve vzpažení</i>	Balistická vesta		80 m L/P		



Seskok z bedny - výskok



Výstup na box - flexe



Glute march



Klik



Plank



Přenášení

6 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 1

WARM UP

Repeat 2x



Burpee

10 reps



Reverse crossover lunge

10 reps
each side



Prone fly

20 reps

WORKOUT

Týden 6	Trénink č. 1	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
<i>Seskok z bedny (30 cm) - zastavení v dřepu</i>	Batoh na zádech (20 kg)	3	12	X/1/2/1	1:00
<i>Pistol squat z bedny (30 cm)</i>	Batoh na břichu (20 kg)		12L/12P	1/0/1/1	
<i>Zvedání pánve v leže (jednonohý most)</i>	Batoh na pánvi (20 kg)		12L/12P	1/4/1/1	
Kliky	Balistická vesta	3	12	2/1/1/1	1:00
<i>Dead bug</i>	Balistická vesta		12	2/2/2/1	
<i>Bear hug carry</i>	Batoh (40 kg)	3	80 m		1:00



Seskok z bedny



Pistol squat z bedny



Zvedání pánve



Kliky



Dead bug



Bear hug carry

6 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 2

WARM UP

Repeat 2x



Burpee

10 reps



Reverse crossover lunge

10 reps
each side



Prone fly

20 reps

WORKOUT

Týden 6	Trénink č. 2	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
<i>Maximální výskok na jedné noze</i>	Balistická vesta + batoh na zádech (20 kg)	3	6L/6P	1/0/X/2	1:00
<i>Dřepey na špičkách</i>	Balistická vesta + batoh na zádech (20 kg)		12	4/0/2/1	
<i>Bulharský dřep</i>	Balistická vesta + batoh na zádech (20 kg)		12L/12P	2/0/1/1	
<i>Kliky s upažením a zvednutím paží</i>	Balistická vesta + batoh na zádech (10 kg)	3	12	2/2/1/1	1:00
<i>Superman - "brouk"</i>	Bez		30 s	2/1/2/1	
<i>Přenášení batohu -- P/L úchop</i>	Batoh (20 kg)	3	80 m L/P		1:00



Max. výskok



Dřepey na špičkách



Bulharský dřep



Kliky s upažením



Superman



Přenášení

6 TÝDEN

TRÉNINK

Č. 3

WARM UP

Repeat 2x



Burpee

10 reps



Reverse crossover lunge

10 reps
each side



Prone fly

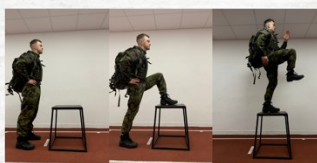
20 reps

WORKOUT

Týden 6	Trénink č. 3	Sady	Opakování	Tempo	Rest
Cviky					
<i>Seskok z bedny (30 cm) a maximální výskok</i>	Balistická vesta + batoh na zádech (20 kg)	3	12	X/0/X/1	1:00
<i>Výstup na box – flexe v kyčelním kloubu</i>	Balistická vesta + batoh na zádech (20 kg)		10L/10P	4/0/1/1	
<i>Glute march</i>	Balistická vesta + Batoh na pánvi (20 kg)	3	12L/12P	2/1/2/1	1:00
<i>Klik s nohama nahoře</i>	Balistická vesta		12	2/0/2/1	
<i>Plank s tahem ruky a křížové DK</i>	Balistická vesta	3	10L/10P	2/2/2/1	1:00
<i>Přenášení balistické vesty – paže ve vzpažení</i>	Balistická vesta		100 m L/P		



Seskok z bedny - výskok



Výstup na box - flexe



Glute march



Klik



Plank



Přenášení