

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2024

Bc. Tomáš Kohout

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Katedra vojenské tělovýchovy

**Vliv výšky a nesené zátěže na dynamické síly  
po seskoku u vojenského personálu**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**kpt. Mgr. Vladan Oláh**

Vypracoval:

**rtm. Bc. Tomáš Kohout**

Praha, 2024

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl a řádně citoval všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

podpis autora práce

## Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta/katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

## **Poděkování**

Především bych chtěl poděkovat panu kpt. Mgr. Vladanu Oláhovi za pomoc při vedení této práce, cenné rady, informace a trpělivost. Dále bych chtěl poděkovat por. Mgr. Zdeňku Didkovi za pomoc při měření v rámci této práce. V neposlední řadě patří poděkování mé rodině za jejich podporu a čas.

## Abstrakt

**Název:** Vliv výšky a nesené zátěže na dynamické síly po seskoku u vojenského personálu

**Cíl práce:** Zjištění vlivu přidané nesené zátěže a rozdílné výšky seskoku na dynamické síly, přesněji hodnoty pvGRF a tpvGRF, působící na dolní končetiny při dopadu u vojenského personálu.

**Metody:** Tato diplomová práce byla vypracována jako teoreticko-empiricky randomizovaná studie. Výzkumný soubor tvořilo 22 studentů ( $21,8 \pm 1,8$  let;  $182,1 \pm 9,4$  cm;  $82,3 \pm 7,2$  kg) Vojenského oboru při Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, kteří prováděli seskoky z vyvýšené plošiny (50 a 75 cm) bez zátěže a s přidanou zátěží (21,45 kg). Pro získání kinetických dat byly použity siloměrné desky Hawkin Dynamics (ME, USA). Pro tuto práci byly vybrány hodnoty „peak vertical ground reaction force“ (neboli maximální vertikální reakční síla podložky – pvGRF) a „time to peak vertical ground reaction force“ (neboli čas do maximální vertikální reakční síly podložky – tpvGRF). Získaná data byla deskriptivně a statisticky analyzována v programu Jasp (0.16.2) pomocí analýzy rozptylu opakovaných měření. Hladina statistické významnosti byla nastavena na  $\alpha = 0,05$ . Hodnoty Eta-squared ( $\eta^2 = 0,066$ ) a Cohenova d ( $d = 0,626$ ) byly vypočítány pomocí G\*Power.

**Výsledky:** Přidaná nesená zátěž (PNZ) i změna výšky seskoku z 50 na 75 cm (ZVS) měli vliv na pvGRF ( $p_{PNZ} < 0,001$ ;  $\eta^2_{PNZ} = 0,166$ ;  $p_{ZVS} < 0,001$ ;  $\eta^2_{ZVS} = 0,596$ ) i tpvGRF ( $p_{PNZ} = 0,045$ ;  $\eta^2_{PNZ} = 0,050$ ;  $p_{ZVS} = 0,022$ ;  $\eta^2_{ZVS} = 0,140$ ). PNZ zvýšila pvGRF (18,1%;  $p < 0,001$ ;  $d = -0,859$ ) a prodloužila tpvGRF (5%;  $p = 0,045$ ;  $d = -0,219$ ) a ZVS zvýšila pvGRF (39,1%;  $p < 0,001$ ;  $d = -1,628$ ) a zkrátila tpvGRF (7,9%;  $p = 0,022$ ;  $d = 0,367$ ). Konkrétně PNZ z 50 i 75 cm zvýšila pvGRF (10,6%;  $p_{50} = 0,030$ ;  $d_{50} = -0,413$ ; 25,6%;  $p_{75} < 0,001$ ;  $d_{75} = -1,304$ ) a prodloužila tpvGRF (8%;  $p_{50} = 0,031$ ;  $d_{50} = -0,356$ ; 2%;  $p_{75} = 1$ ;  $d_{75} = -0,082$ ) a ZVS bez i s PNZ zvýšila pvGRF (30,2%;  $p_{non-PNZ} < 0,001$ ;  $d_{non-PNZ} = -1,182$ ; 48%;  $p_{PNZ} < 0,001$ ;  $d_{PNZ} = -2,074$ ) a zkrátila tpvGRF (5,2%;  $p_{non-PNZ} = 0,964$ ;  $d_{non-PNZ} = 0,231$ ; 10,5%;  $p_{PNZ} = 0,023$ ;  $d_{PNZ} = 0,504$ ).

**Klíčová slova:** dopad z výšky, kinetika, reakční síla podložky, muskuloskeletární poranění, armáda

## Abstract

**Title:** Effect of height and load carried on post-jump dynamic forces in military personnel

**Objective:** To investigate the effect of added load carried and different jump heights on dynamic forces, specifically pvGRF and tpvGRF values, acting on the lower limbs during impact in military personnel.

**Methods:** This thesis was designed as a theoretical-empirical randomized trial. The research population consisted of 22 military students ( $21.8 \pm 1.8$  years;  $182.1 \pm 9.4$  cm;  $82.3 \pm 7.2$  kg) of the Faculty of Physical Education and Sport, Charles University, who performed drop landing tasks from elevated platform (50 and 75 cm) without a load and with an added load (21.45 kg). Hawk Dynamics force plates (ME, USA) were used to obtain kinetic data. For this work, the values of peak vertical ground reaction force (pvGRF) and time to peak vertical ground reaction force (tpvGRF) were selected. The data obtained were descriptively and statistically analyzed in Jasp (0.16.2) using repeated measures analysis of variance. The level of statistical significance was set at  $\alpha = 0.05$ . Eta-squared ( $\eta^2 = 0.066$ ) and Cohen's d ( $d = 0.626$ ) values were calculated using G\*Power.

**Results:** The added load carried (PNZ) and the change in jump height from 50 to 75 cm (ZVS) had an effect on both pvGRF ( $p_{PNZ} < 0,001$ ;  $\eta^2_{PNZ} = 0,166$ ;  $p_{ZVS} < 0,001$ ;  $\eta^2_{ZVS} = 0,596$ ) and tpvGRF ( $p_{PNZ} = 0,045$ ;  $\eta^2_{PNZ} = 0,050$ ;  $p_{ZVS} = 0,022$ ;  $\eta^2_{ZVS} = 0,140$ ). PNZ increased pvGRF (18,1%;  $p < 0,001$ ;  $d = -0,859$ ) and prolonged tpvGRF (5%;  $p = 0,045$ ;  $d = -0,219$ ), and ZVS increased pvGRF (39,1%;  $p < 0,001$ ;  $d = -1,628$ ) and shortened tpvGRF (7,9%;  $p = 0,022$ ;  $d = 0,367$ ). Specifically, PNZ from both 50 and 75 cm increased pvGRF (10,6%;  $p_{50} = 0,030$ ;  $d_{50} = -0,413$ ; 25,6%;  $p_{75} < 0,001$ ;  $d_{75} = -1,304$ ) and prolonged tpvGRF (8%;  $p_{50} = 0,031$ ;  $d_{50} = -0,356$ ; 2%;  $p_{75} = 1$ ;  $d_{75} = -0,082$ ), and ZVS without and with PNZ increased pvGRF (30,2%;  $p_{non-PNZ} < 0,001$ ;  $d_{non-PNZ} = -1,182$ ; 48%;  $p_{PNZ} < 0,001$ ;  $d_{PNZ} = -2,074$ ) and shortened tpvGRF (5,2%;  $p_{non-PNZ} = 0,964$ ;  $d_{non-PNZ} = 0,231$ ; 10,5%;  $p_{PNZ} = 0,023$ ;  $d_{PNZ} = 0,504$ ).

**Keywords:** drop landing, kinetics, ground reaction force, musculoskeletal injuries, military

# Obsah

1	ÚVOD .....	12
2	TEORETICKÁ VÝCHODISKA .....	13
2.1	Armáda České republiky .....	13
2.1.1	Zranění u vojenského personálu .....	14
2.2	Nejčastější zranění při dopadu a jejich mechanismy .....	17
2.2.1	Kolenní kloub: Anatomie .....	18
2.2.2	Kolenní kloub: Mechanismy zranění při dopadu .....	19
2.2.3	Další zranění spojená s dopadem .....	22
2.2.4	Prevence zranění: Přístupy a metody .....	24
2.3	Dopad z výšky .....	24
2.3.1	Kinetika dopadu .....	26
2.4	Faktory ovlivňující ground reaction force při dopadu .....	28
2.4.1	Výška seskoku .....	28
2.4.2	Nesená zátěž .....	28
2.4.3	Typy dopadu .....	28
2.4.4	Obuv .....	29
2.4.5	Tuhost povrchu .....	30
2.4.6	Instrukce před seskokem .....	30
2.4.7	Únava .....	31
2.4.8	Pohlaví .....	31
3	CÍL, ÚKOLY A HYPOTÉZY .....	32
3.1	Cíl práce .....	32
3.2	Úkoly práce .....	32
3.3	Výzkumné otázky práce .....	32
3.4	Hypotézy .....	32
4	METODIKA .....	34



4.1	Rešerše literatury .....	34
4.2	Výzkumný soubor .....	34
4.2.1	Kritéria pro zařazení do výzkumu .....	35
4.2.2	Kritéria pro vyloučení z výzkumu .....	35
4.3	Organizace měření .....	35
4.4	Měření kinetiky dopadu .....	36
4.5	Statistické zpracování .....	38
5	VÝSLEDKY .....	40
5.1	Normalita dat .....	40
5.2	Reliabilita měření.....	40
5.3	Peak vertical ground reaction force .....	43
5.4	Time to peak vertical ground reaction force .....	47
6	DISKUSE.....	53
6.1	Peak vertical ground reaction force .....	53
6.2	Time to peak vertical ground reaction force .....	57
6.3	Shrnutí.....	59
6.4	Limitace práce.....	59
7	ZÁVĚR .....	61
	Seznam literatury .....	63
	Seznam grafické dokumentace .....	78
	Přílohy.....	I

## Seznam použitých symbolů a zkratek

Zkratka/symbol	Význam
%	procento
°	stupeň
ACL	přední zkřížený vaz
AČR	armáda České republiky
ANOVA	analýza rozptylu
BMI	index tělesné hmotnosti
BVP	bojové vozidlo pěchoty
CI	interval spolehlivosti
cm	centimetr
d	Cohenovo d
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu
GRF	ground reaction force
Hz	hertz
ICC	koeficientu vnitrotřídní korelace
kg	kilogram
Max	maximum
MD	průměr
ME	Maine
Min	minimum
ms	milisekunda
MSP	muskuloskeletální poranění
MTJ	muskulotendinózní jednotka
N	Newton
n	počet
NATO	Severoatlantická aliance
non-PNZ	bez přidané nesené zátěže

$p$	p-hodnota statistické významnosti
pbonf	p-hodnota Bonferroniho korekce
PNZ	s přidanou nesenou zátěží
pvGRF	peak vGRF
s	sekunda
SD	směrodatná odchylka
SPFB	syndrom patelofemorální bolesti
tpvGRF	time to peak vGRF
UK	Universita Karlova
USA	Spojené státy americké
vGRF	vertical GRF
VO	Vojenský obor
VzP	voják z povolání
ZVS	Změna výšky seskoku z 50 na 75 cm
$\alpha$	hladina významnosti
$\eta^2$	eta-squared

# 1 ÚVOD

Vstupem České republiky do Severoatlantické aliance (NATO) se zvýšila bezpečnost státu, ale zároveň s tím vznikly i určité závazky. Mezi ně patří i zvyšování připravenosti a bojeschopnosti jednotek pro případné nasazení v zahraničních operacích. Na vojáky z povolání (VzP) jsou proto kladeny čím dál větší nároky při fyzickém či bojovém výcviku. To může vést k přetížení pohybového aparátu a následnému muskuloskeletálnímu zranění, což má negativní vliv jak na připravenost armády, tak na finanční náklady s tím spojené.

Zranění je v armádě závažným problémem, které často zapříčiňuje zdravotní neschopnost VzP vykonávat své povinnosti a účastnit se vojenského výcviku. Navíc opakovaná zranění mohou vést k vážnějším zdravotním problémům, dlouhodobé pracovní neschopnosti a případně i nutnosti opustit armádu.

Nejvíce muskuloskeletálních zranění VzP vzniká při vojenském výcviku a jsou primárně spojovány s dopady a doskoky (při překonávání překážky, seskoku z vojenské techniky, dopad po seskoku padákem atd.). Vzhledem k tomu, že kolenní kloub a související svalstvo se nejvíce podílejí na absorpci energie po přistání, je tento kloub (spolu s hlezenním) nejvíce ohrožen muskuloskeletálním zraněním.

Při výcviku musí VzP často nosit přidanou zátěž pohybující se kolem 20 kg a v extrémních případech přesahující i 60 kg. Přidaná zátěž jednak zvyšuje únavu organismu při výcviku a navyšuje tak riziko vzniku poranění, a také má za následek zvýšení sil působících na tělo při dopadu. To vede k nutnosti rozptýlit více energie, což více namáhá muskuloskeletální systém a zvyšuje se tedy i riziko zranění.

Mnoho prací zabývajících se problematikou dopadu se zaměřuje na běžnou nebo sportující populaci, ale málo je známo o vlivech dopadu u populace vojenské. V této práci se proto budeme zabývat vlivem přidané nesené zátěže (21,45 kg) na dynamické síly, které působí na dolní končetiny při seskoku z 50 a 75 cm u VzP.

Zaměříme se zde na dvě hodnoty, které se ve studiích využívají k určení rizika vzniku zranění: maximální vertikální reakční síla podložky a doba od prvotního kontaktu se zemí po maximální vertikální reakční sílu podložky. Předpokládáme, že zvýšení výšky seskoku a přidání zátěže navýší hodnoty reakčních sil a sníží čas k dosažení jejich vrcholných hodnot, což je spojováno se zvýšeným rizikem zranění.

## 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

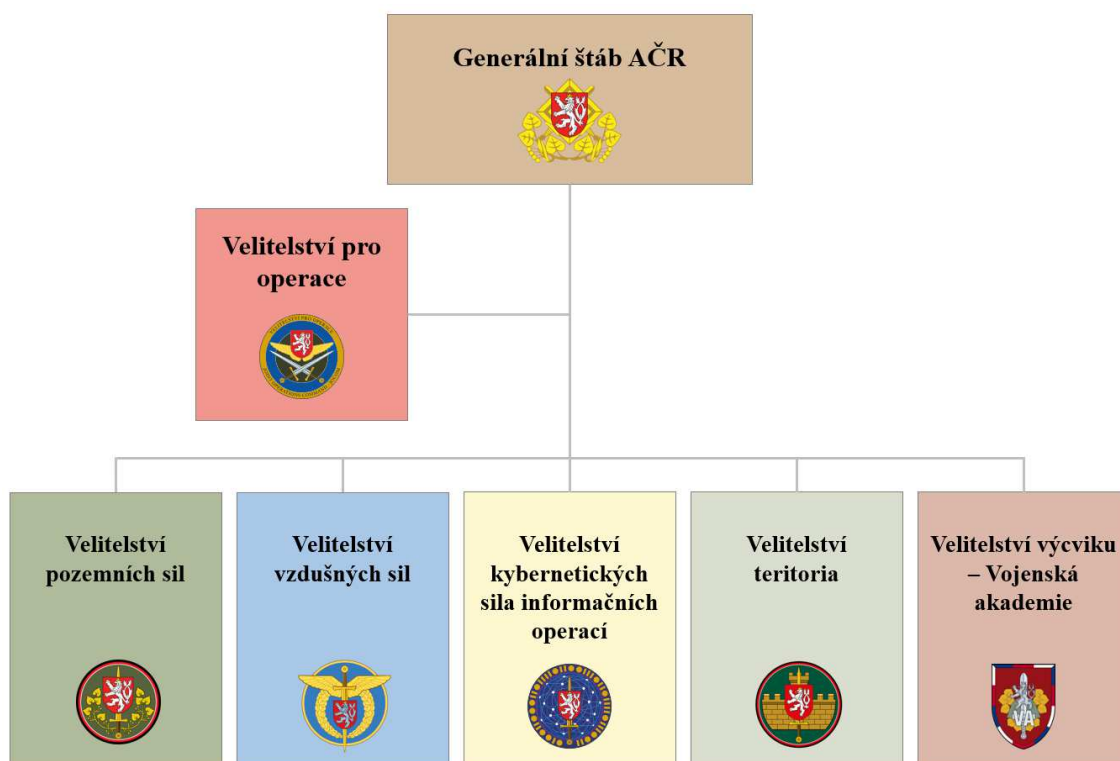
V této části diplomové práce si přiblížíme teoretická východiska související s tématem práce. Nejprve si v krátkosti představíme armádu České republiky a zranění, se kterými se vojáci často setkávají. V následující kapitole se zaměříme na možná zranění při dopadových úkonech a prevenci těchto zranění. Dále si popíšeme dopad z výšky a veličiny použité v praktické části. Nakonec prozkoumáme faktory ovlivňující biomechaniku přistání.

### 2.1 Armáda České republiky

Armáda České republiky (AČR) byla založena v roce 1993 v důsledku rozpadu Československa. Mimo zajištění obrany a ochrany území republiky a plnění mezinárodních závazků, hraje klíčovou roli i v oblasti vnitřní bezpečnosti občanů. Podepsáním Washingtonské smlouvy v roce 1999 vstoupila Česká republika do aliance NATO, čímž se zvýšila bezpečnost státu, ale také vznikli závazky vyplývající z mezinárodní smlouvy. Mezi tyto závazky patří mimo jiné modernizace armády a zvyšování její připravenosti a bojeschopnosti v zahraničních operacích. Tyto nároky se ještě zvýšily v roce 2005, kdy došlo k profesionalizaci AČR. Tím se sice výrazně snížil počet vojáků, ale zároveň to umožnilo lepší předpoklady pro kvalitnější výcvik, což mělo za následek zvýšení bojové připravenosti (Ministerstvo obrany, 2024).

Zodpovědnost za činnost ozbrojených sil v České republice nese ministerstvo obrany pod vedením ministra. Všechny složky AČR jsou přímo podřízeny Generálnímu štábu, v jehož čele stojí náčelník Generálního štábu (NGŠ). V přímé podřízenosti NGŠ je Velitelství pro operace, Velitelství pozemních sil, Velitelství vzdušných sil, Velitelství kybernetických sil a informačních operací, Velitelství teritoria a Velitelství výcviku – Vojenská akademie (viz obr. 1). Dalšími složkami jsou Speciální síly, Sekce vojenského zdravotnictví, Duchovní služba AČR a další (Ministerstvo obrany, 2024).

Nejen ve výše zmíněných složkách AČR, ale i v dalších světových armádách jsou VzP ve výcvikovém a operačním prostředí vystavováni intenzivním fyzickým nárokům (Hauret a kol., 2015). Nadměrná fyzická zátěž má vliv na zvýšení rizika muskuloskeletálních poranění (MSP), což výrazně ovlivňuje fyzickou připravenost a bojeschopnost vojáků, a zároveň s tím zvyšuje finanční náklady na jejich léčbu a rehabilitaci (Stannard a Fortington, 2021).



Obrázek 1 Organizační struktura AČR (upraveno podle Ministerstvo obrany, 2024)

### 2.1.1 Zranění u vojenského personálu

Z důvodu neexistujícího výzkumu, který by se zabýval zraněním VzP v AČR, budou v této kapitole využity data převážně ze studií provedených v ostatních armádách NATO, především Spojených států (US).

MSP zahrnují více než 150 diagnóz, které postihují pohybový aparát, tj. svaly, kosti, klouby a související tkáně, jako jsou šlachy a vazy. Tato poranění jsou obvykle charakterizována bolestí a omezením pohyblivosti, obratnosti a funkčních schopností (World health organization, 2022). V armádě, zejména v jednotkách, kde jsou každodenní úkoly fyzicky náročné, mají bolesti a omezená funkčnost pohybového aparátu často za následek vynětí z vojenského výcviku a zahraničních operací (Teyhen a kol., 2015).

Více než 70% zranění VzP vzniká ve vojenských zařízeních během fyzického či bojového výcviku (Cameron a kol., 2014). Dokonce dle záznamů armády US téměř 75% všech nových rekrutů prodělá MSP během základního anebo zdokonalovacího výcviku (Department of the Army Headquarters, 2011). Vysokou prevalenci MSP u rekrutů lze spojit s nadměrnou fyzickou aktivitou vyžadovanou při výcviku, na kterou nemusí být noví příslušníci připraveni (Taanila a kol., 2009).

Vojenský personál se navíc často dostává do situací, kdy musí nosit těžká břemena, ať už v rámci výcviku či bojových operací. Mezi zátěže může patřit batoh s osobním materiálem, balistická helma, neprůstřelná vesta, munice, zbraň či další materiál. Hmotnost břemene se liší v závislosti na typu vojenské činnosti. Při bojovém nasazení se základní nesená zátěž pohybuje v průměru okolo 20 kg (U.S. Department of the Army, 2017). Avšak např. v Afghánistánu VzP běžně nosily zátěž 60–70 kg, což představovalo 65–75% jejich tělesné hmotnosti (Sell a kol., 2010). Tato přidaná zátěž prohlubuje únavu a zvyšuje riziko chronického poranění pohybového aparátu (Brazen a kol., 2010).

Dále je důležité zmínit, že ženy v armádě trpí výskytem MSP více než muži. Výsledky systematické rešerše (Kaufman, 2000) zabývající se zraněními ve vojenském výcviku naznačují, že u žen v armádě US je výskyt MSP až 2x vyšší než u VzP mužského pohlaví. Dále je zde uvedeno, že ženy trpí až 10x více zraněním kostí, které je způsobeno přetížením.

### **Dělení zranění**

Výzkumy prováděné ve vojenském prostředí často rozlišují zranění na dvě hlavní kategorie: bojová, která vznikají při přímých bojových situacích, a nebojová. Zranění, která nejsou způsobena bojovými operacemi, jsou obvykle spojena s fyzickým a bojovým výcvikem (Cameron a kol., 2014). Výzkum provedený Cameron a kol. (2014) naznačuje, že zranění související s prací vojenského personálu jsou podobná těm, která jsou běžná u sportovní populace. Tento fakt naznačuje, že vojáci v rámci svého povolání častěji trpí poraněními spojenými se sportem než osoby v jiných profesích, což implikuje podobnost mezi vojenským personálem a sportovní populací.

MSP se často rozděluje na základě příčiny a mechanismu do dvou hlavních kategorií: traumata akutní a kumulativní. Teyhen a kol. (2018) navrhl rozdělení MSP u VzP dokonce do čtyř kategorií. První kategorie, tzv. overuse injuries, zahrnuje poranění způsobená nadměrným opakovaným namáháním nebo přetěžováním pohybového aparátu, což zahrnuje kumulativní traumata a mikrotraumata. Do druhé kategorie, tzv. acute injuries, spadají náhle vzniklé zranění a vysokoenergetická poranění. Třetí kategorie comprehensive injuries zahrnuje zranění, která nelze jednoznačně kategorizovat. Poslední kategorie, tzv. time loss injuries, označuje poranění, která vedou k nejméně 1000 dnů pracovní neschopnosti, což tedy znamená invaliditu.

Během běžné služby je převážná většina MSP spojena s přetížením. Naopak při vojenském výcviku nebo při nasazení vojáků v boji je převaha zranění akutních a traumatických (Molloy a kol., 2020; Teyhen a kol., 2018).

Ve studii Taanila a kol. (2009) tvořila MSP rekrutů vzniklá přetížením 66% a zranění traumatická zbylých 34%. I přes věnování větší pozornosti ve studiích akutním traumatickým poraněním, zranění spojená s přetížením se vyskytují u VzP častěji. Hauschild a kol. (2017) ve své studii potvrdili toto tvrzení, že k většině MPS dochází důsledkem kumulativních mikrotraumat, a to až u 75% případů.

### **Oblasti zranění**

Nejčastěji ke MSP u vojáků dochází v oblasti dolní části zad, kolenních kloubů a kotníku (Chang a kol., 2022; Stannard a Fortington, 2021;). Teyhen a kol. (2018) zjistili na zkoumaných VzP, že se více než polovina z nich (53,4%) již někdy potýkala se zraněním způsobeném během služby nebo výcviku. Polovina z těchto zranění vzniklých během vojenské služby představovalo poranění dolních končetin, zatímco úrazy nebo poranění páteře tvořila 30% a poranění horních končetin pouze 20% z celkového počtu.

Ve studii Knapik a kol. (2013), kde zkoumali výskyt zranění při základním vojenském výcviku, zranění dolní části zad a dolních končetin představovala 88% všech poranění rekrutů mužského pohlaví a 93% u rekrutů ženského pohlaví. Z těchto poranění byly nejčastěji zasaženy kolena (24%), chodidla (24%), kotníky (15%) a holeně (10%).

Při nasazení armády US v Iráku a Afghánistánu bylo téměř 32 tisíc vojáků evakuováno z válečné zóny kvůli zdravotním problémům. Z těchto vojáků bylo 36% transportováno z důvodu MSP, především kolen, zápěstí a oblastí zad. Mezi nejčastější příčiny úrazů patřily seskoky, pády, a také tělesná příprava v době osobního volna (Hauret a kol., 2010).

Hlavními důvody MSP v oblasti spodní části zad u VzP je především pravidelná náročná fyzická příprava a pracovní aktivity. Aktivity, mezi které patří dlouhé pochody se zátěží, výcvik se zbraněmi, polní cvičení a další, vytváří významný tlak na páteř a zvyšují tak riziko vzniku MSP (Cameron a Owens, 2016).

Zranění dolních končetin, především kolenního kloubu, má často stejné příčiny jako tomu je u sportovců. Nejvíce k těmto úrazům dochází při rychlém zpomalení, přistání a rotačních pohybech (Boden a kol., 2000). Mezi těmito úkony je přistání



z vyvýšené plošiny považováno za jedno z nejkritičtějších a nejčastějších. Dopady se u VzP často vyskytují, například při seskoku z korby vozidla, překonávání příkopu a přistání po přezení zdi nebo jiné překážky (Sell a kol., 2010).

## **Dopady MSP**

Podle autorů studií zkoumajících dopady MSP u VzP je jednoznačné, že zranění má negativní vliv na fungování armády. MSP jsou jednou z hlavních příčin propuštění z armády pro invaliditu a důvodem dlouhodobé absence vojáků ze služby, a tedy omezení jejich schopnosti plnit pracovní povinnosti. Zlomeniny, ruptury kolenních vazů, vykloubení a natažení svalů jsou zranění, která jsou příčinou nejvyššího počtu dnů mimo službu (Taanila a kol., 2009). Pracovní neschopnost pak negativně ovlivňuje fyzickou připravenost a bojeschopnost VzP (Cameron a Owens, 2016).

Kromě snížení bojové připravenosti představují MSP také výraznou finanční zátěž pro armádu, nejen v oblasti zdravotní péče. Tyto nepříznivé finanční a ekonomické důsledky jsou samozřejmě též nežádoucí pro armádní rozpočet (Fenn a kol., 2020).

Dlouhodobá rehabilitace, která může zapříčinit i odchod z armády, je zásadním problémem, který armáda ve vztahu k MSP řeší. Např. finská armáda uvádí jako druhý nejčastější důvod pro propuštění z armády a hlavní příčinu nemocnosti právě MSP (Taanila a kol., 2009).

Jak již bylo výše zmíněno k MSP dochází nejčastěji v oblasti dolních končetin a spodní části zad. K těmto MSP obvykle dochází při náročných fyzických úkonech, které zahrnují náhlé zpomalení, dopad a otočné manévry, které jsou při vojenském výcviku a taktických operacích běžné. Právě na dopad jako jednu z hlavních příčin MSP dolních končetin se v této práci zaměříme.

## **2.2 Nejčastější zranění při dopadu a jejich mechanismy**

Doskoky či seskoky mohou způsobit celou řadu úrazů. Mezi nejčastější řadí Aerts a kol. (2013) následující: stresové fraktury, tendinopatie ligamentum patellae („skokanské koleno“), syndrom patelofemorální bolesti, poranění předního zkříženého vazů (ACL) a poranění hlezenního kloubu (nejčastěji výron).

Tato práce se zaměřuje primárně na kolenní kloub, jelikož poranění tohoto kloubu je u vojenské populace nejčastější a představuje až 34% všech zranění (Kaufman, 2000).

### 2.2.1 Kolenní kloub: Anatomie

Jedná se o největší a nejsložitější kloub v těle. Tento synoviální kloub umožňuje flexi a extenzi a malý stupeň mediální a laterální rotace. Artikuluje zde česka, stehenní kost a holenní kost, přičemž mediální a laterální kondyly stehenní kosti se spojují s kondyly holenní kosti a tvoří tak nosnou část kolenního kloubu (Chaurasia, 2019).

Kloubní plochy kostí kolenního kloubu nemají stejný tvar ani velikost a z tohoto důvodu se zde nachází dva chrupavčité menisky, meniscus medialis a meniscus lateralis, které tento nesoulad vyrovnávají (Dylevský, 2009).

Maximální hodnoty rozsahu pohybu v kolenním kloubu se u různých autorů liší. Dylevský (2009) udává rozsah flexe 130–160°, extenze 0°, mediální rotace 17° a laterální rotace 21°. Hodnoty mediální a laterální rotace se zvyšují současně s rostoucí flexí s nejvyššími hodnotami při flexi 45–90°.

Kolenní kloub je zesílen skupinou 10 vazů, které slouží jako stabilizátory kloubu a jsou rozčleněny do čtyř skupin (Chaurasia, 2019):

- vazy postranní – ligamentum collaterale tibiale, ligamentum collaterale fibulare;
- vazy přední – retinaculum patellae mediale et laterale, ligamentum patellae;
- vazy zadní – ligamentum popliteum obliquum, ligamentum popliteum arcuatum;
- vazy nitrokloubní – ligamentum cruciatum anterius, ligamentum cruciatum posterius, ligamentum transversum genus, ligamentum meniscofemorale anterius et posterius.

Dle Prodromos a kol. (2007) je jedním z nejnáchylnějších míst poranění při dopadech přední zkřížený vaz neboli ligamentum cruciatum anterius (ACL).

#### **Přední zkřížený vaz**

Mezi vazy kolenního kloubu má velký význam ligamentum cruciatum anterius (přední zkřížený vaz – ACL), který působí jako stabilizátor a omezuje nadměrný zadní a přední posun kolene při kinetických pohybech. To je důvod, proč je ACL jedním z nejčastějších míst zranění kolene při sportovních aktivitách, jako je fotbal, basketbal, lyžování (Moustridi a kol., 2023) a vojenském výcviku (Boden a kol., 2000).

ACL se spojuje s fossa intercondylaris anterior, podél vnějšího okraje mediálního kondylu holenní kosti. Zadní konvexní část počátku vazů se těsně připojuje k okraji kloubní chrupavky kondylu (Bartoníček a Heřt, 2004). Je připojen k vnitřní straně laterálního kondylu femuru a vede šikmo superiorně a laterálně (Kapandji, 2019).

ACL se skládá ze tří částí. Nejdelší, nejpovrchnější nejzranitelnější částí je anteromediální svazek, který v úplné extenzi tvoří přední a horní okraj vazů. Hluběji umístěný posterolaterální svazek je kratší a silnější a v plné extenzi vytváří dorzální a spodní okraj vazů. Obvykle nedochází k jeho poškození při částečných poraněních ligamentu a poskytuje rotační stabilitu kolenního kloubu (Bartoníček a Heřt, 2004). Kapandji (2019) navíc uvádí ještě intermediální svazek.

Klíčovou roli v prevenci poranění ACL při dopadech mají svaly kolenního kloubu. Především se jedná o svaly kvadricepsu a hamstringů, které pracují synergicky na stabilizaci kolenního kloubu během dynamických pohybů (Griffin a kol., 2000).

### **Svaly kolenního kloubu**

Svaly v okolí kolena nejsou zodpovědné pouze za pohyby kloubu, ale také pomáhají kolenním vazům zabránit jeho nadměrnému posunu v jakémkoli směru. Mezi tyto svaly patří extenzory a flexory kolenního kloubu (Gupton a kol., 2023).

Extenzory jsou hlavními svalovými stabilizátory kolenního kloubu. Především se jedná o quadriceps femoris, který se skládá ze čtyř svalů (rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis, vastus intermedius) a upíná se na česku (Gupton a kol., 2023). Extenzi dále napomáhá tractus iliotibialis, ale pouze od 20–30 stupňů flexe do plné extenze (Hyland a kol., 2023). Spolu s tractus iliotibialis pracuje tensor fasciae latae jako stabilizátor kolene, když je v plné extenzi (Trammell a kol., 2023).

Mezi flexory kolenního kloubu patří soubor hamstringů (semimembranosus, semitendinosus a biceps femoris), gracilis, sartorius, gastrocnemius, plantaris, a popliteus. Flexory, mimo ohýbání, navíc napomáhají interní a externí rotaci kolene (Mansfield a Neumann, 2019).

### **2.2.2 Kolenní kloub: Mechanismy zranění při dopadu**

Kolenní kloub je jedním z nejčastějších míst poranění při seskocích a doskocích (Aerts a kol., 2013). Můžeme zde zařadit zranění jako tendinopatie ligamentum patellae, syndrom patelofemorální bolesti a poranění ACL.

## **Skokanské koleno**

Tendinopatie ligamentum patellae, nazývané také jako skokanské koleno, je bolestivé poranění kolene, které je způsobeno malými trhlinami šlach kolenních extenzorů, k nimž dochází především při opakovaných přistáních nebo při nedostatečným odpočinku mezi přistáními (Santana a kol., 2023). K natržení obvykle dochází v důsledku kumulace napětí nejčastěji v patelární nebo méně často v kvadricepsově šlaše. Jak již název napovídá, onemocnění je běžné u sportovců ze skokanských sportů, kde je kladen vysoký nárok na rychlost a sílu extenzorů dolních končetin (Lian a kol., 2005). Ve volejbale byl zjištěn výskyt tohoto poranění u 45% elitních mužských volejbalistů (Bisseling a kol., 2008).

Existuje několik vnitřních faktorů kolene, které predisponují k tomuto zranění. Patří mezi ně vazivová ochablost, napětí kvadricepsů a hamstringů, nadměrný Q-úhel kolene (valgozita), abnormálně vyšší postavení česky, předchozí či probíhající zánět kolene a nadměrné působení síly na koleno. Ke vzniku skokanského kolene mohou vést i další faktory, jako je nadměrný objem a frekvence tréninku, výkonnostní úroveň sportovce a tvrdost terénu, kde se sport provozuje (Tibesku a Pässler, 2005). Dalšími možnými rizikovými faktory jsou tělesná hmotnost, index tělesné hmotnosti, poměr pasu a boků, rozdíl délky nohou, výška klenby chodidla, síla kvadricepsů a výkonnost ve vertikálním skoku. Tyto faktory mohou vést ke zvýšenému namáhání patelární šlachy (Worp a kol., 2011).

## **Syndrom patelofemorální bolesti**

Syndrom patelofemorální bolesti (SPFB), známý také jako běžecké koleno, je jednou z nejčastějších příčin bolesti přední části kolene, se kterou se lékaři setkávají. SPFB se obvykle projevuje bolestí přední části kolena, která se zhoršuje při zatížení kolenního kloubu ve flexi, jako je běh, chůze do schodů, dřepy či přistání po výskoku (Bump a Lewis, 2023; Kim a kol., 2022).

Jednoznačná příčina SPFB není jasná, nicméně je pravděpodobné, že je multifaktoriální a sekundární v důsledku tréninkových metod. Předpokládá se, že se týká 6 anatomických oblastí, včetně subchondrální kosti, synovie, retinakula, kůže, nervů a svalů (Fulkerson, 2002). Studie poukazují na čtyři hlavní přispívající faktory: nesprávné nastavení dolní končetiny a/nebo pately, svalová nerovnováha dolní končetiny, nadměrná aktivita a zranění (Thomeé a kol., 1999). Ze čtyř přispívajících faktorů se jako

nejdůležitější jeví nadměrné používání. Rovněž bylo prokázáno, že rané sportovní specializace zvyšují relativní riziko syndromu o polovinu ve srovnání se sportovci provozujícími více sportů (Hall a kol., 2015).

SPFB postihuje více ženy než muže, podle studií v poměru téměř 2:1 (DeHaven a Lintner, 1986; Taunton a kol., 2002). Věk výskytu je typický pro dospívající a dospělé do 30 let (DeHaven a Lintner, 1986). Bylo zjištěno, že jeho prevalence v adolescentním věku přesahuje 20% (Tállay a kol., 2004).

### **Zranění předního zkříženého vazů**

Poranění ACL je poměrně častým zraněním kolene u sportovců (Nagano a kol., 2009), ale i vojáků (Owens a kol., 2007). Owens a kol. (2007) udává až 10krát častější výskyt zranění ACL u vojenské populace než u sportovců. Udává se, že 70–90% všech poranění ACL je způsobeno nekontaktní situací (Griffin a kol., 2000; McNair a kol., 1990; Mykelbust a kol., 1997). To je situace, kdy při zranění nedochází k přímému kontaktu s kolenem (Yu a kol., 2002).

Výskyt nekontaktního zranění ACL je u žen 6–8krát větší než u mužů soutěžících ve stejném sportu (Hughes a Watkins, 2006). Mezi faktory, které zvyšují riziko u žen, patří podle některých studií to, že ženy mohou mít slabší hamstringy a dominantnější kvadricepsy, což vede k většímu zapojení kvadricepsu při zpomalování pohybu. To způsobuje abnormálně zvýšené zatížení ACL a větší riziko poranění (Evans a kol., 2023). Dále zvyšuje riziko větší úhel valgozity a extenze v kolenním kloubu (Davey a kol., 2018; Vaudreuil a kol., 2019).

Mezi další rizikové faktory, které mohou zvyšovat riziko poranění, patří anatomické rizikové faktory, jako je vyšší BMI, menší fossa intercondylaris, menší ACL, hypermobilita, kloubní volnost a předchozí poranění ACL (Evans a kol., 2023).

K většině zranění ACL dochází v situacích, které zahrnují jeden nebo více z následujících manévrů (Hughes a Watkins, 2006):

- došlap s kolenem blízko plné extenze;
- přistání/dopad;
- zpomalení;
- náhlá změna směru.

Prentice (2024) rozdělil druhy zranění ACL do následujících tří kategorií podle stupně závažnosti poranění:

- 1. stupeň (natažení vazů) – nedochází k porušení vazů, jen k jeho natažení. Přítomný otok a malá citlivost v místě zranění. Vaz není ochablý a zajišťuje dostatečnou stabilitu kolenního kloubu;
- 2. stupeň (částečné přetržení vazů) – vlákna vazů jsou částečně natržená nebo neúplně natržená s přítomným krvácením. Je zde malá citlivost a mírný otok a kloub může být nestabilní;
- 3. stupeň (úplné přetržení) – samotný vaz je zcela přetržen na dvě části. Je zde přítomna citlivost, ale bolest je omezena v porovnání se závažností zranění. Může se vyskytnout malý nebo velký otok. Vaz nemůže kontrolovat pohyby kolene, a to je nestabilní i v rotačních pohybech.

Dále může dojít k tzv. avulzi ACL. K tomuto poranění dochází při odtržení ACL od stehenní nebo holenní kosti. Tento typ zranění je častější u dětí než u dospělých a závažností se řadí do 3. stupně (Souryal a Freeman, 1993).

### **2.2.3 Další zranění spojená s dopadem**

Mezi další častá zranění při dopadu patří poranění kotníku, nejčastěji poškození vazů hlezenního kloubu, tzv. výron, a stresové zlomeniny. Ačkoli typ vojenské obuvi může snížit výskyt zranění kotníku, jedná se i tak o možné zranění po dopadu (Oliver a kol., 2011). Zvyšující se trend „minimalistické“ vojenské obuvi, která je nižší, lehčí a umožňuje větší rozsah pohybu než standardní vojenská obuv, je jednou z možných příčin častého výskytu výronů u VzP při dopadu (Simpson a kol., 2018).

### **Výron**

Výron či podvrtnutí kotníku je jedním z nejčastějších poranění pohybového aparátu při fyzické aktivitě (Fong a kol., 2007). Nejčastěji zahrnuje poranění předního talofibulárního vazů a/nebo kalkaneofibulárního vazů. Podvrtnutí kotníku se liší v závislosti na mechanismu zranění (zranění s vysokou nebo nízkou energií), poloze chodidla a rotační síle působící na kloub a stabilizační vazivové struktury.

Rozdělení závažnosti zranění je obdobné jako u poranění ACL. Při zranění nízkého stupně (I. a II. stupeň) dochází k natažení nebo mikroskopickému natržení stabilizačních vazů, zatímco při podvrtnutí kotníku vysokého stupně (III. stupeň) jsou ohroženy syndesmotické struktury (Carto a kol., 2019). Tento mechanismus může vést

také k úplnému přerušení šlach a ke zlomeninám kotníku a chodidla při zraněních s vysokou energií (Melanson a Shuman, 2023). Prvotní podvrtnutí hlezenního kloubu navíc často způsobuje opětovné zranění a vede k chronické nestabilitě kotníku (Yeung a kol., 1994).

### **Stresová zlomenina**

Jedná se o závažné poranění pohybového aparátu, které vyžaduje delší dobu rekonvalescence a přináší značné náklady na léčbu (Zadpoor a Nikooyan, 2011). Zlomeniny nejsou běžné pouze ve sportu (Matheson a kol., 1987), ale i v armádě (Bhatnagar a kol., 2015). V minulosti si zlomeniny připsaly v americké armádě 6% ze všech zranění a v izraelské armádě dokonce 31% (Milgrom a kol., 1985). Nejčastějším místem stresové zlomeniny je holenní kost. V armádě představuje stresová zlomenina holenní kosti 50% a 35% všech stresových zlomenin u rekrutů a rekrutek (Almeida a kol., 1999; Jones a Knapik, 1999).

Stresové zlomeniny může způsobit zvýšené mechanické zatížení, které se projevuje kostní deformací. To stimuluje remodelaci kosti, což vede k lokálnímu zvýšení pórovitosti a snížení kostní hmoty. Mechanická pevnost kostí je v této fázi oslabena. Při pokračujícím mechanickém zatěžování se v oblasti kosti s pórovitostí zvyšuje lokální napětí. Pokud by se mechanické zatížení hromadilo rychleji než proces remodelace kosti, došlo by k mikropoškození kosti a vzniku mikroskopických trhlin, které by se v kosti šířily až by došlo ke zlomenině (Romani, 2000). Stresová zlomenina by tedy mohla být důsledkem nadměrně opakovaného zatížení působícího na kost, které vede k únavou vyvolaným mikropoškozením kostí (Burr, 1997; Jones a kol., 1989). Dle studie Wang a Dueball (2017) se zvětšuje deformita tibie spolu s výškou seskoku, což naznačuje možnost stresové zlomeniny při opakovaných seskocích či dopadech z větších výšek.

Všechny výše zmíněné typy zranění mohou způsobit závažné problémy, které často vyžadují dlouhou dobu rekonvalescence (Molloy a kol., 2020). Jedna z možností, jak těmto zraněním předcházet, je zapojení speciálních intervenčních programů do fyzického výcviku VzP (Bathe a kol., 2023).

#### 2.2.4 Prevence zranění: Přístupy a metody

Ve spojení s prevencí zranění při dopadech se ve studiích objevuje několik druhů intervenčních programů. Bathe a kol. (2023) v systematické rešerši určili jako nejúčinnější následující programy:

- trénink zaměřený na správnou techniku dopadu;
- dynamické posilování;
- trénink plyometrie.

Trénink zaměřený na správnou techniku dopadu lze dále rozdělit na čtyři typy (Bathe a kol., 2023):

- interní zaměření instrukcí (např. „Při kontaktu se zemí co nejvíce pokrč nohy v kolenou!“);
- externí zaměření instrukcí (např. „Dopadni co nejměkčeji!“);
- video ukázka správné techniky;
- zpětná vazba.

### 2.3 Dopad z výšky

Přistání po výskoku či seskoku je dovednost, která je nedílnou součástí nejen mnoha sportovních odvětví, jako jsou basketbal, volejbal, gymnastika atd. (Beynnon a kol., 2005), ale také vojenského výcviku (Hauret a kol., 2010). Během intenzivních a opakovaných dopadů působí na tělo, a především dolní končetiny sportovce velké reakční síly, které úzce souvisí s rizikem poranění dolních končetin, jako jsou výrony a zlomeniny (Beynnon a kol., 2005; Del Coso a Herrero, 2018). Nárazová síla může dosahovat 3–7násobku jedincovi hmotnosti, a to v závislosti na výšce pádu, dopadové technice a povrchu (Fritz a Peikenkamp, 2003; Yeow a kol., 2011).

Během přistání se prodlouží muskulotendinózní jednotka (MTJ), aby absorbovala sílu nárazu a rozptýlila energii. Zdrojem počátečního prodloužení MTJ je natažení šlach, zatímco svaly zůstávají v izometrické kontrakci. To usnadňuje ukládání elastické energie do šlachy, což může vést k silovému odrazu a zvýšení hybné síly, pokud ihned po dopadu následuje výskok. Pokud však ke skoku nedojde, prodloužení svalových vláken rozptýlí napětíovou energii na šlachu. Ta díky své elastické povaze pomáhá redukovat sílu nárazu a otřesy, které by mohly působit na klouby a kosti. Tím se snižuje potenciální riziko přetížení a zranění (Roberts a Konow, 2013).

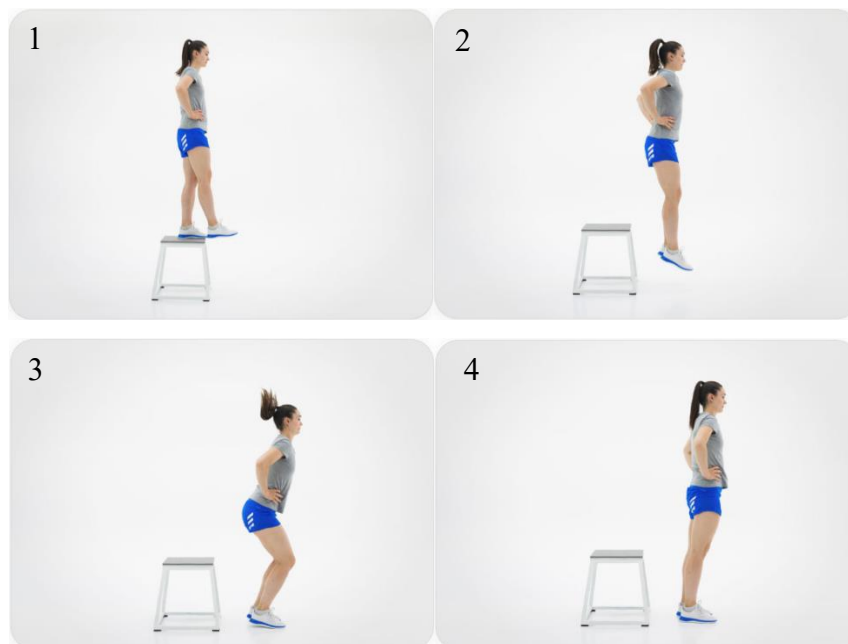


Jedním z nejčastějších cviků používaných pro zjištění vlivu dopadu na biomechaniku dolních končetin je „drop landing“ (dopad z výšky) (Collings a kol., 2019), jehož průběh je znázorněn na obr. 2. Dopad z výšky je definován jako pohyb osoby, která volným pádem dopadne na povrch pod sebou. Pro úspěšné a bezpečné přistání musí padající osoba snížit kinetickou energii vzniklou při volném pádu způsobem, který je dostatečně pomalý, aby nezpůsobil zranění nebo přetížení kloubů a svalů dolních končetin (Heebner a kol., 2017).

Tento cvik byl využit i v praktické části této diplomové práce a jeho jednotlivé fáze jsou (Hawkin Dynamics, 2024; Pedley a kol., 2017; Wilder a kol., 2021):

- fáze vykročení – atlet stojí na vyvýšené ploše (nejčastěji box či lavička) s pažemi v bok. Následně vykračuje dominantní nohou vpřed. Důležité u této fáze je, aby atlet nevyskočil nebo nevykročil směrem k zemi;
- fáze pádu – při této fázi se cvičící připravuje na kontakt se zemí. Dolní končetiny a trup by měli být zpevněny a kotník v neutrální poloze. Měla by se zde objevit malá flexe kolenou a kyčlích. Je třeba si dát pozor na výrazný předklon trupu a s tím spojen pohled do země;
- brzdící fáze (fáze kontaktu) – při kontaktu se zemí jsou chodidla na širší ramen a dopad by měl být nejprve na přední část chodidel a poté až na paty. Za špatné provedení autoři považují také nízkou flexi v kloubech a s tím spojené tvrdé přistání. V neposlední řadě by nemělo docházet k valgozitě kolene, s čímž je spojeno i vyšší riziko zranění;
- fáze stabilizace – vyznačuje se dobou, která je zapotřebí pro navrácení do stabilního stavu, ze kterého jedinec cvik začínal.

Dopad z výšky, významně ovlivňuje jak kinetiku, tak kinematiku pohybu (Heebner a kol., 2017). V této práci jsme se ale zaměřili pouze na kinetické aspekty dopadu, přesněji na nejvyšší dosaženou hodnotu vertikální složky reakční síly podložky a čas k dosažení této hodnoty (od prvního kontaktu se zemí).

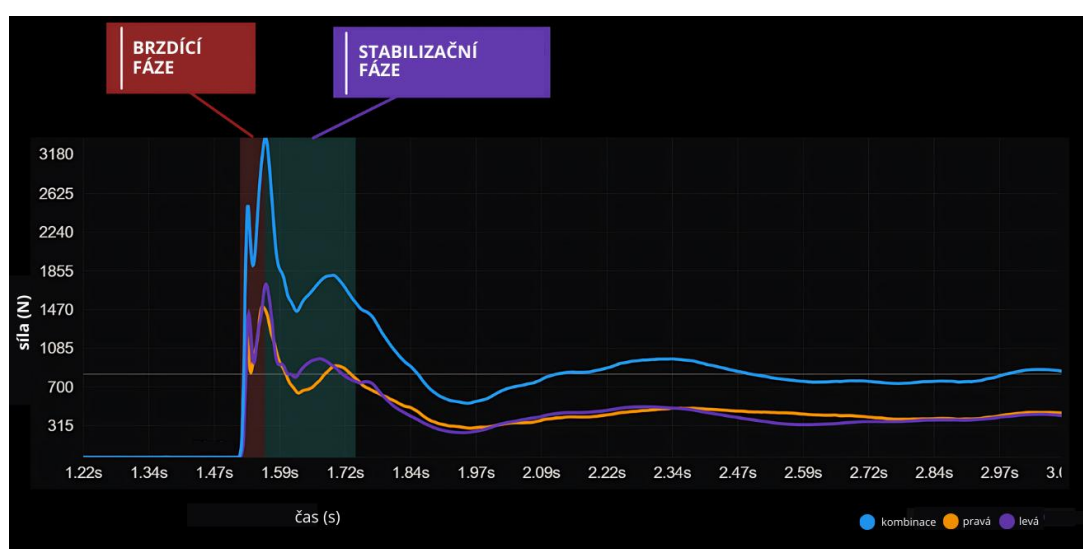


Obrázek 2 Fáze dopadu z výšky: 1 – vykročení, 2 – pád, 3 – kontakt, 4 – stabilizace (The Drop Jump Test, 2022)

### 2.3.1 Kinetika dopadu

Kinetika, z pohledu biomechaniky, zkoumá účinky vnitřních a vnějších sil, které jsou příčinou lidského pohybu. Kinetická analýza lidského pohybu nám umožňuje získat informace, které mohou vést ke zvýšení výkonnosti a prevenci zranění u sportovců nebo k prevenci zranění u běžných, oslabených či nemocných osob (Jandačka, 2011).

Na obr. 3 je graficky znázorněný kinetický průběh dopadu, který rozlišuje dvě fáze: brzdící a stabilizační. Před brzdící fází je samotný počátek dopadu (fáze vykročení a pádu), který zde znázorněný není. V této práci jsme se zaměřili pouze na fázi brzdící.



Obrázek 3 Kinetický průběh dopadu (HAWKIN METRIC DATABASE, 2024)

## **Ground reaction force**

Reakční síla podložky neboli ground reaction force (GRF) je síla, kterou působí zem na těleso při kontaktu s ní, a je klíčovým pojmem v biomechanice, zejména při analýze lidského pohybu při činnostech, jako je chůze, běh či výskok. GRF je vektorová veličina, která se skládá z velikosti i směru a lze ji rozdělit na vertikální a horizontální složku (Richards a kol., 2008; Winiarski a Rutkowska-Kucharska, 2009).

Ve studiích zabývajících se dopady z výšky je k určení rizika zranění nejčastěji využívána maximální vertikální složka GRF (peak vertical ground reaction force – pvGRF). Dalším důležitým ukazatelem, který však není ve studiích příliš prozkoumán, se zdá být čas od prvotního kontaktu s podložkou po pvGRF (time to peak vertical ground reaction force – tpvGRF) (Pilanthanonond a kol., 2023).

### **Peak vertical ground reaction force**

Vertikální složka GRF (vGRF) je při dopadu ve srovnání s anteriorně-posteriorní nebo mediálně-laterální složkou výrazně větší, a proto se ve většině studií upřednostňuje právě její maximální hodnota neboli pvGRF (Niu a kol., 2014).

Vyšší hodnoty pvGRF jsou spojovány se zvýšeným rizikem zranění dolních končetin, primárně kolenního kloubu. Nadměrné síly mohou vést k přetížení nebo akutním úrazům. Minimalizace pvGRF umožňuje účinnější absorpci a rozptýlení síly při dopadu, což je nezbytné pro snížení rizika zranění (Bates a kol., 2013).

### **Time to peak vertical ground reaction force**

Hodnoty tpvGRF jsou přínosným ukazatelem k určení rizika poranění při dopadu. Dosažení ekvivalentních hodnot pvGRF za kratší dobu, neboli menší tpvGRF, pravděpodobně zvyšuje mechanické namáhání v kloubu. Udává se, že absorpce energie během kratšího časového období souvisí s rizikem poranění dolních končetin, a především ACL (Pilanthanonond a kol., 2023).

Mezi hodnotami tpvGRF a pvGRF je typicky inverzní korelační vztah, tzn. že pokud dojde ke zvýšení hodnot pvGRF, tak by mělo dojít ke snížení tpvGRF (Saunders a kol., 2014).

Výsledné hodnoty pvGRF a tpvGRF při dopadu mohou být ovlivněny celou řadou faktorů (Collings a kol., 2019).

## **2.4 Faktory ovlivňující ground reaction force při dopadu**

Tato kapitola je zaměřena na faktory ovlivňující pvGRF a tpvGRF při dopadu. Mezi tyto faktory patří (Collings a kol., 2019):

- výška seskoku;
- nesená zátěž;
- typ dopadu;
- obuv;
- tuhost povrchu;
- instrukce;
- únava;
- pohlaví.

### **2.4.1 Výška seskoku**

Velikost GRF při přistání závisí na výšce pádu, přičemž větší výška pádu vede k většímu nárazu. Vyšší pády zároveň vedou k většímu rozsahu pohybu kloubů a delšímu trvání kontaktu se zemí, což je reakcí na větší množství energie, kterou je třeba rozptýlit (Verniba a kol., 2017).

Pády z větších výšek nepřekvapivě zvyšují riziko zranění, zejména pokud jedinci nemají osvojenou správnou techniku dopadu nebo dostatečnou svalovou sílu k absorbování síly nárazu. Přesto může být zvýšení výšky pádu také způsobem, jak zvýšit intenzitu tréninku a vyvolat tak větší míru adaptace, jelikož jsou jedinci nuceni vyvinout větší sílu, aby nárazu čelili (Taube a kol., 2011).

### **2.4.2 Nesená zátěž**

Nesená zátěž výrazně zvyšuje hodnoty GRF při dopadu (Brown a kol., 2016). Tyto zvýšené síly při přistání zatěžují měkké tkáně v okolí kloubu (Hewett a kol., 2010). Vzhledem k tomu, že kolenní kloub a související svalstvo se nejvíce podílejí na absorpci energie při přistání (Brown a kol., 2016), je tento kloub potenciálně ohrožen MSP v důsledku zvýšených sil při přistání (Hewett a kol., 2010).

### **2.4.3 Typy dopadu**

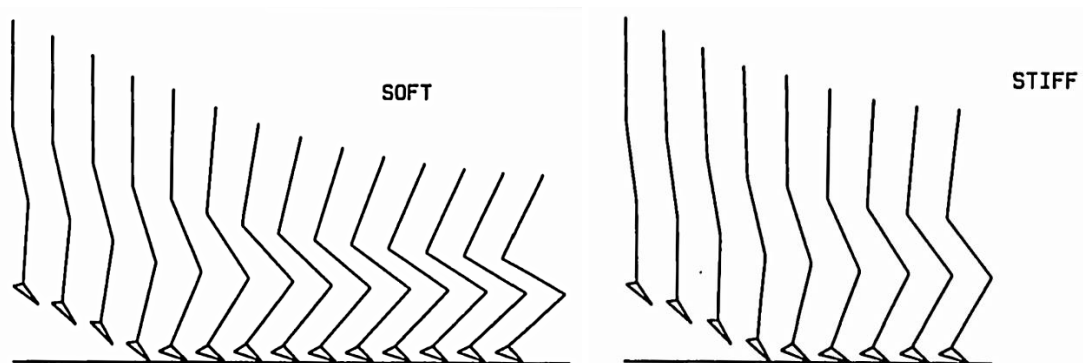
V následujících několika odstavcích se zaměříme na typy dopadu. Zahraniční literatura se zaměřuje především na „soft“ a „stiff landing“ (dále v práci jako měkký

a tuhý dopad). Dynamické síly se u obou dopadů liší, především z důvodu rozdílné kinematiky pohybu a činnosti svalů. Při měkkém dopadu dochází k velké flexi v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu, což umožňuje rozptýlit dopadovou energii v delším časovém úseku a tím snížit pvGRF. Při tuhém dopadu je rozsah pohybu v těchto kloubech výrazně menší, a to tedy znamená zvýšení hodnot pvGRF (Devita a Skelly, 1992).

Devita a Skelly (1992) ve své práci, v níž testovali rozdíl v kinetice při použití měkkého a tuhého dopadu, zjistili, že v obou případech jedinci dosahovali hodnot pvGRF ve stejný čas (50 ms), ale velikost pvGRF byla výrazně vyšší u tuhého dopadu než u měkkého (o 10 N/kg hmotnosti těla). Podraza a White (2010) navíc prokázali, že změna úhlu flexe v koleni při prvotním kontaktu se zemí z 13° na 67° může snížit pvGRF o 47%.

Tuhé přistání má proto podobné důsledky jako pád z větší výšky: vyšší riziko zranění, pokud jedinec nemá osvojenou správnou techniku přistání nebo dostatečnou svalovou sílu. Může to však znamenat i větší adaptaci svalů a šlach, pokud jsou splněny technické a silové požadavky (Taube a kol., 2011).

Důležité je zmínit, že větší nárazové síly při tuhém přistání více zatěžují vazy, jako je přední zkřížený vaz (ACL). Proto se doporučuje začít u sportovců s měkkými přistáními z dané výšky a poté postupně přejít na přistání tuhá (Laughlin a kol., 2011).



Obrázek 4 Znáornění průběhu měkkého a tuhého dopadu (Davita a Skelly, 1992)

#### 2.4.4 Obuv

Na velikost vGRF a potenciálním riziku zranění při dopadu má vliv i druh obuvi, kterou jedinec používá. Oliver a kol. (2011) ve své studii zkoumali rozdíly vGRF při dopadu ve třech podmínkách: vojenské boty (kanady), tenisové boty a bez obuvi.

Překvapivě tenisová obuv vykazovala nejvyšší hodnoty pvGRF i přes to, že kanady jsou považovány za tužší a méně tlumící nárazy. V předchozích studiích byly ovšem výsledky opačné, což může být dáno špatným výběrem tenisové obuvi v tomto výzkumu či vývojem vojenských bot ve smyslu absorpce nárazových sil v průběhu let (Kaufman, 2000). Armády navíc nepoužívají stejný vzor vojenské obuvi, a i proto je těžké brát tyto výsledky za dogma. Při dopadu bez obuvi naměřili v této studii jednoznačně nejmenší hodnoty pvGRF. Tyto výsledky připisují chybějící dodatečné hmotnosti obuvi nebo proprioreceptivnímu účinku, který vedl k přizpůsobení přistávacích strategií k lepšímu absorbování sil (Oliver a kol., 2011).

#### **2.4.5 Tuhost povrchu**

Další proměnou ve výsledné velikosti pvGRF při dopadu je typ povrchu. McNitt-Gray a kol. (1994) zjistili rozdíly v kinetice a kinematice dopadu gymnastů při použití třech různých tuhostí povrchů (měkká a tvrdá podložka a bez podložky). U probandů byla pozorována větší flexe v kolenním a kyčelním kloubu při dopadu bez podložky oproti přistání na měkkou a tvrdou podložku. Dále byla úhlová rychlost v kolenním kloubu výrazně nižší u měkké podložky než ve zbylých dvou případech. Překvapivě nejnižších hodnot pvGRF bylo naměřeno u seskoků bez podložky na tvrdou zem. Výzkumníci tyto výsledky připisují kinematickým rozdílnostem v seskoku mezi jednotlivými podmínkami, kterými probandi kompenzovali tvrdost povrchu a přizpůsobili tak jejich techniku přistání. Zde je důležité dodat, že čím byl povrch tvrdší, tím dosahovali pvGRF dříve, což je často spojováno s vyšším rizikem zranění.

Je také možné, že by výsledky byly jiné u běžné či vojenské populace, než tomu bylo u gymnastů, kteří lépe zvládají dopady a dokáží přizpůsobit techniku na základě tvrdosti povrchu. Pokud by se totiž nezměnila kinematika dopadu, dá se předpokládat, že pvGRF by stoupala s rostoucí tvrdostí povrchu (McNitt-Gray a kol., 1994).

#### **2.4.6 Instrukce před seskokem**

Přesné instrukce týkající se techniky dopadu jsou silným nástrojem pro snížení hodnot vGRF při dopadu. McNair a kol. (2000) zaznamenal snížení pvGRF o 13% poté co byly probandům podány instrukce zaměřené na větší flexi v kolenou a přistání na přední část chodidel. Podobné výsledky můžeme vidět i ve studii Verniba a kol. (2017). V obou případech šlo o snahu instrukcemi a zpětnou vazbou dosáhnout měkkého dopadu u testovaných jedinců, což by mohlo vést ke sníženému riziku poranění.

#### **2.4.7 Únava**

Také únava organismu může vést ke změnám v biomechanice dopadu. Brazen a kol. (2010) zkoumali vliv únavy při seskoku na jednu nohu a zjistili, že probandi po únavovém protokolu dopadali s větší flexí v kolenním kloubu, ovšem s vyššími hodnotami pvGRF a delším časem potřebným ke stabilizaci těla. Autoři z těchto výsledků vyvozují negativní vliv únavy na riziko zranění při dopadu.

#### **2.4.8 Pohlaví**

Bezkontaktní poranění ACL jsou 3–6krát častější u žen než u mužů, přičemž mezi rizikové faktory patří svalová síla, dynamická valgozita kolene, vzorce svalové aktivace, propriorecepce a neuromuskulární kontrola. (Parsons a kol., 2021)

Knapik a kol. (2013) udávají až dvojnásobné riziko muskuloskeletálního zranění u vojenských příslušníků ženského pohlaví při výcviku, než je to u jejich mužských protějšků. Beaulieu a kol. (2009) připisují toto zvýšené riziko zranění pohlavnímu dimorfismu, který se projevuje v rozdílné biomechanice dolních končetin. V přepočtu na tělesnou hmotnost ženy dosahují, dle Wikstrom a kol. (2006), téměř dvojnásobných hodnot pvGRF, což také představuje větší zátěž na pohybový aparát, především na ACL.

## 3 CÍL, ÚKOLY A HYPOTÉZY

### 3.1 Cíl práce

Cílem práce bylo zjištění vlivu přidané nesené zátěže a rozdílné výšky seskoku na dynamické síly, přesněji hodnoty pvGRF a tpvGRF, působící na dolní končetiny při dopadu u vojenského personálu.

### 3.2 Úkoly práce

- Stanovit cíl a úkoly výzkumu;
- rešerše literatury k dané problematice;
- vypracování designu výzkumu;
- vypracování informovaného souhlasu a žádosti k etické komisi UK;
- výběr a oslovení účastníků výzkumu;
- zajištění potřebných prostorů a pomůcek pro měření;
- praktický výzkum v laboratoři;
- zpracování a vyhodnocení získaných dat;
- odevzdání práce;
- obhajoba práce.

### 3.3 Výzkumné otázky práce

- Jaké budou hodnoty pvGRF a tpvGRF při seskoku z 50 a 75 cm?
- Jaké budou hodnoty pvGRF a tpvGRF s přidanou nesenou zátěží (21,45 kg) při seskoku z 50 a 75 cm?
- Jak se změní tyto hodnoty při změně výšky seskoku a při přidání nesené zátěže?

### 3.4 Hypotézy

- Předpokládáme, že hodnoty pvGRF při dopadu z výšky 75 cm budou statisticky významně vyšší ( $p < 0,05$ ) než při dopadu z výšky 50 cm, s velikostí efektu ( $d = 0,626$ ).
- Předpokládáme, že hodnoty pvGRF při dopadu s přidanou nesenou zátěží (21,45 kg) budou statisticky významně vyšší než při dopadu bez přidané nesené zátěže, s velikostí efektu ( $d = 0,626$ ).



- Předpokládáme, že hodnoty tpvGRF při dopadu z výšky 75 cm budou statisticky významně nižší ( $p < 0,05$ ) než při dopadu z výšky 50 cm, s velikostí efektu ( $d = 0,626$ ).
- Předpokládáme, že hodnoty tpvGRF při dopadu s přidanou nesenou zátěží (21,45 kg) budou nižší než u dopadu bez přidané nesené zátěže, s velikostí efektu ( $d = 0,626$ ).

## 4 METODIKA

Tato diplomová práce je koncipována jako randomizovaná teoreticky-empirická studie s využitím kvantitativních metod při analýze výsledků.

Realizaci projektu studie před samotným provedením schválila Etická komise FTVS UK pod jednacím číslem 281/2023 (Příloha 1). Zařazení do výzkumu probíhalo na dobrovolné bázi a před měřením byli všichni probandi seznámeni s Informovaným souhlasem (Příloha 2), který byl součástí žádosti o schválení projektu.

Měření probíhalo v termínech 20.–21. 3. 2023 pro první skupinu a 22.–23. 3. 2023 pro druhou skupinu. Využita byla laboratoř biomechaniky extrémních zátěží v areálu FTVS UK.

### 4.1 Rešerše literatury

V teoretické části byla prostudována literatura z bibliografických a citačních databází PubMed, Web of Science a Scopus. Pro vyhledávání byla použita klíčová slova jako jsou: drop land\*, load carr\*, kinetic\*, \*GRF, injur\*, knee\*, army, military a ACL. Dále byly zdroje vybírány nesystematicky z referencí vyhledaných studií, popřípadě pomocí vyhledávače Google Scholar.

### 4.2 Výzkumný soubor

Jednalo se o záměrný soubor 22 prezenčních studentů (viz tabulka 1) Vojenského oboru (VO) FTVS UK (Hendl, 2023). Probandi plní v rámci studia fyzicky náročné předměty (jako jsou úpoly, atletika, sportovní hry apod.) a účastní se intenzivních vojenských výcviků. Představují tedy část vojenské populace, která je nadstandardně fyzicky připravena. Probandi jsou navíc v rámci studia vystavováni dopadům a seskokům z různých výšek i s nesenou zátěží a je zde tedy sníženo riziko vzniku zranění během našeho výzkumu. Výběr účastníků výzkumu byl zaměřen pouze na muže z důvodu odlišné biomechaniky dolních končetin při seskoku u žen (Earl a kol., 2007).

Podle velikosti vzorku jsme byli schopni identifikovat případné rozdíly o minimální velikosti ( $\eta^2 = 0,066$ ;  $d = 0,626$ ). Velikost tohoto efektu byla vypočítána za pomoci G\*Power analýzy.

Tabulka 1 Charakteristika výzkumného souboru

n=22	MD	SD	Min	Max
Věk (roky)	21,8	1,8	19	26
Výška (cm)	182,1	9,4	170	201
Hmotnost (kg)	82,3	7,2	63,5	104

n = počet probandů; MD = průměr; SD = směrodatná odchylka; Min = minimum; Max = maximum

#### 4.2.1 Kritéria pro zařazení do výzkumu

Do našeho výzkumu byli zařazeni pouze probandi, kteří splnili následující kritéria:

- muži;
- věk 18–35 let;
- příslušníci AČR;
- bez zdravotních komplikací.

#### 4.2.2 Kritéria pro vyloučení z výzkumu

Před samotným měřením byla stanovena i kritéria pro vyloučení z výzkumu:

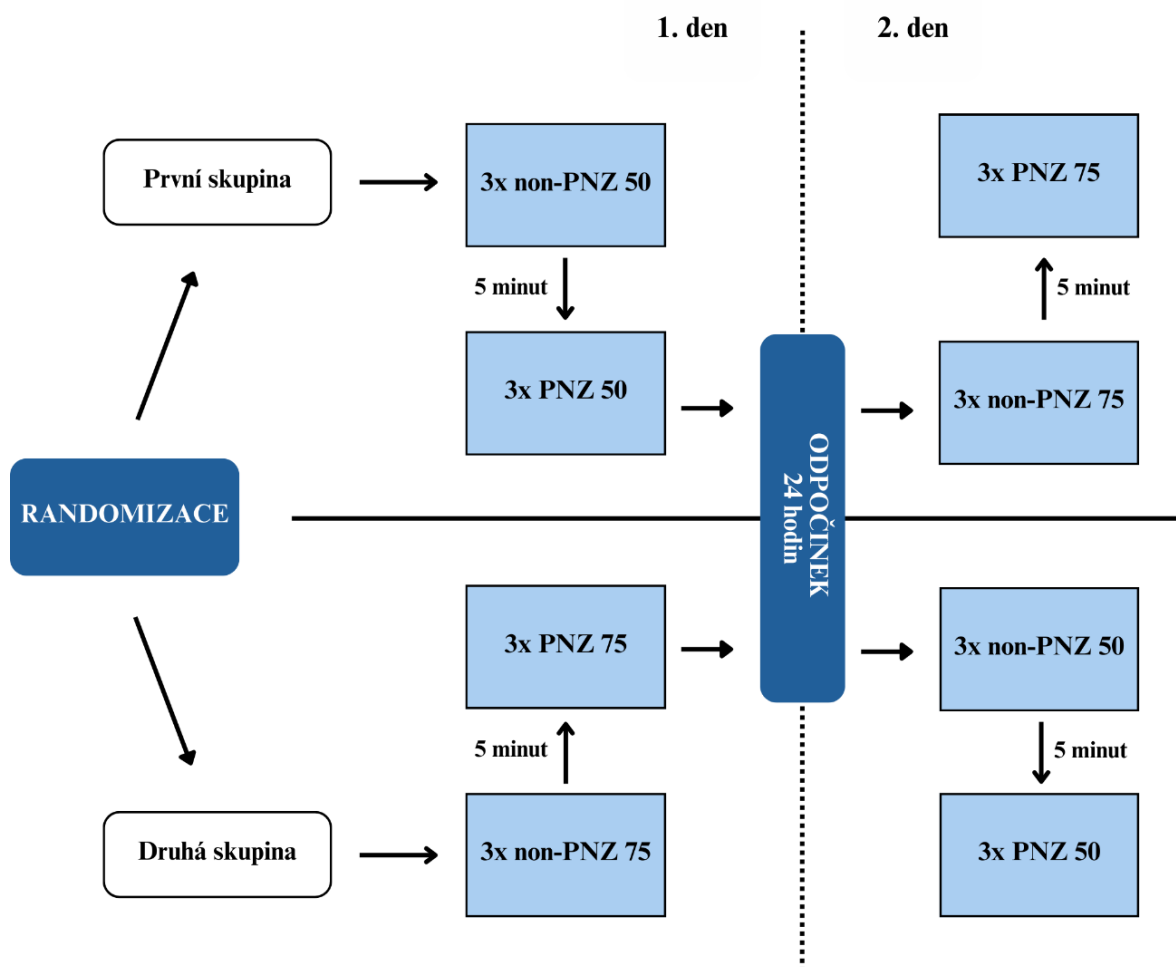
- poranění DK v posledních třech měsících před výzkumem;
- zranění v průběhu měření, které by znemožňovalo pokračování v provádění dalších pokusů;
- akutní onemocnění, které by mohlo ovlivnit výslednou techniku dopadu.

### 4.3 Organizace měření

Týden před začátkem samotného měření proběhlo seznámení probandů o správném provedení techniky seskoku, abychom eliminovali nezdařené pokusy a případné riziko zranění na minimum. Nebylo jim však řečeno, zda mají dopadat „tvrdě“ či „měkce“, aby byly provedené dopady u každého jedince přirozené.

Měření proběhlo během jednoho pracovního týdne, konkrétně od 20.3.2023 do 23.3.2023, s tím že každý proband absolvoval měření ve dvou po sobě následujících dnech (viz obrázek 6). Rozdělení do dvou dnů bylo z důvodu regenerace nervové soustavy a svalů. Probandi byli náhodně rozděleni do dvou skupin pomocí programu MS Excel.

Během jednoho dne účastníci dané skupiny prováděli seskoky pouze z jedné výšky, s tím že nejprve seskakovali bez přidané nesené zátěže (non-PNZ) a až poté s přidanou nesenou zátěží (PNZ). Toto rozdělení bylo rozhodnuto z důvodu minimalizace rizika zranění probandů. Následující den byla výška seskoku pro danou skupinu změněna. První skupina začínala seskoky z 50 cm a následující den ze 75 cm (druhá skupina naopak).



Obrázek 5 Grafické znázornění průběhu měření

#### 4.4 Měření kinetiky dopadu

Pro získání kinetických dat dopadu byly využity dvě siloměrné desky Hawkin Dynamics (ME, USA) s frekvencí 1000 N. Desky byly položeny podélně vedle sebe (pro každou nohu jedna) 10 cm před boxem o výšce 50, nebo 75 cm. Tato výška byla vybrána z důvodu stejné výšky, ze které vojáci běžně seskakují: 50 cm je výška dveří bojového vozidla pěchoty (BVP) a 75 cm je výška stupínku, který je na korbě přepravního vozidla Tatra 810. Desky se ovládaly pomocí softwarové aplikace Hawkin Dynamics na tabletu Lenovo Yoga.



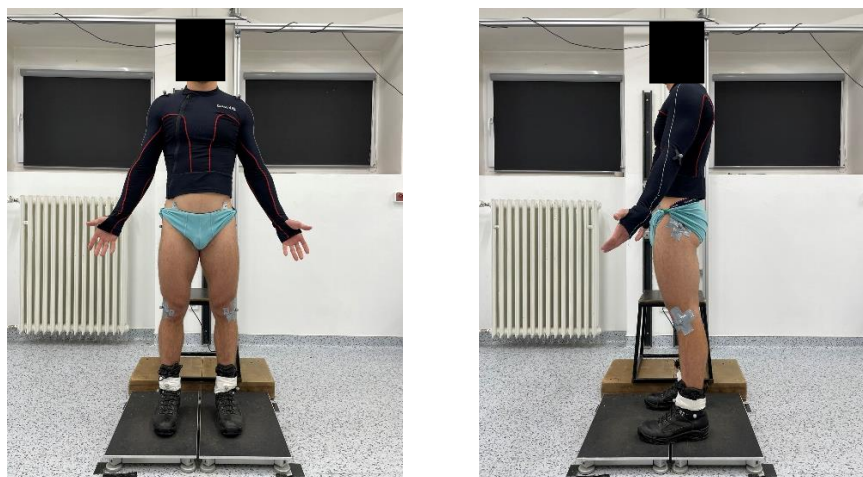
Obrázek 6 Siloměrné desky

Účastníci prováděli 3 seskoky na každé podmínce (non-PNZ 50, PNZ 50, non-PNZ 75 a PNZ 75), tedy celkem 12 seskoků. Mezi jednotlivými pokusy na dané podmínce byla 60 sekund pauza a při změně podmínky byla pauza 5 minut (Sell a kol., 2010). Před prvním pokusem každý den provedli probandí standardizované deseti minutové dynamické rozcvičení podle Stensrud a kol. (2011), následované třemi cvičnými pokusy non-PNZ na dané výšce.

Seskok probanda probíhal následovně: proband stál celými chodidly na okraji vyvýšené plošiny s rukami v bok; vykročil jím zvolenou nohou vpřed (bez známky výskoku nebo snížení se na stojné noze); volným pádem dopadl oběma nohama na siloměrné desky; po stabilizaci postoje byl test u konce. Úkol byl nejprve popsán a demonstrován výzkumníkem. Jednotlivé pokusy by byly zamítnuty, pokud by probandí správně nedopadli z plošiny, nedokázali znovu získat rovnováhu, nepřistáli na silových deskách, nebo by se dotkli země.

### **Výstroj a výzbroj**

Probandi používali originální vojenskou obuv, která je běžně používaná v AČR a je známá jako ECWCS 2000 letní. Tato obuv je kombinací vojenského standardu a kotníkové ochrany. Z důvodu souběžného výzkumu, které vyžadovalo nalepení markerů, byli probandí měřeni pouze ve spodním prádle a speciálním termo triku od firmy Qualysis.



Obrázek 7 Účastník výzkumu

Přidaná nesená zátěž představovala 21,45 kg a skládala se z balistické vesty (Cyclone Molle) s dodatečnou zátěží simulující vybavení vojáka (jako komunikační a navigační zařízení, zásobníky do útočné pušky, granáty, osobní lékárna atd.) a balistické helmy (Ballistic neprůstřelná ITAL T.P.).



Obrázek 8 Balistická vesta + helma

## 4.5 Statistické zpracování

Z dat získaných ze siloměrných desek byly vybrány pouze hodnoty pvGRF s přesností na 1 N a pvGRF s přesností na 1 ms. Data byla následně exportována z cloudového úložiště Hawkin Dynamics software do tabulkového souboru MS Excel. Ze 3 pokusů byl vypočítán u obou hodnot průměr pro každou podmínku, který byl v textové podobě přesunut do programu JASP (verze 0.16.2.) ke statistickému zpracování, kde byla provedena deskriptivní analýza a komparace skupiny v rámci dvou podmínek.

Nejprve bylo provedeno zjištění normálního rozložení dat pomocí Shapiro-Wilk testu, u kterého byla hladina statistické významnosti nastavena podle Seymore a kol. (2019) na  $\alpha = 0,05$ .

Dále byl proveden výpočet pro zjištění reliability mezi jednotlivými seskoky probandů na každé podmínce – ICC koeficient (3,1) intrapersonální reliability (Koo a kol, 2016). Hodnota vypovídající o reliabilitě byla stanovena podle korelačního koeficientu ICC (Koo a Li, 2016), který udává:

- $< 0,5$  – slabá reliabilita;
- $0,5–0,75$  – střední reliabilita;
- $0,75–0,9$  – dobrá reliabilita;
- $> 0,9$  – výborná reliabilita.

Následně byl vypočítán variační koeficient jednotlivých podmínek pro vyhodnocení relativní variability naměřených hodnot. Výsledky nám umožnily určit reliabilitu měření na jednotlivých podmínkách. Hodnoty koeficientu pro určení míry reliability byly zvoleny podle Courel-Ibáñez a kol. (2020) na:

- $> 15\%$  – slabá reliabilita
- $10–15\%$  – střední reliabilita
- $5–10\%$  – dobrá reliabilita
- $< 5\%$  – výborná reliabilita

Ke zjištění vlivu PNZ a rozdílné výšky seskoku na hodnoty pvGRF a tpvGRF při dopadu byla použita analýza rozptylu opakovaných měření (ANOVA) s hladinou významnosti  $\alpha = 0,05$  (Muhammad, 2023). Vzhledem k omezenému souboru probandů ( $n = 22$ ) byla v programu G\*Power (verze 3.1.9.6) vypočítána analýza citlivosti. Hladina eta-squared pro ANOVA byla vypočítána na  $\eta^2 = 0,066$ .

Pro porovnání všech proměnných byly následně využity post hoc testy s Bonferroniho korekcí. Post hoc testy jsou nezbytné pro identifikaci přesných párů skupin s významnými rozdíly, což není možné přímo z výsledků ANOVA (Armstrong, 2014). Hladina statistické významnosti byla i zde nastavena na  $\alpha = 0,05$  (Armstrong, 2014). Pro vyjádření velikosti efektu bylo použito Cohenovo  $d$  a jeho 95% konfidenční interval (Mueske, 2018). Hladina efektu byla vypočítána pomocí G\*Power analýzy na  $d = 0,626$ .

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Normalita dat

Výsledky Shapiro-Wilk testu (viz tabulka 2) ukazují, že naše data jsou normálně rozložena v případě pvGRF i tpvGRF. Testová statistika pro všechny naše sady dat se blížila k hodnotě 1, což naznačuje vysokou shodu s normálním rozdělením. Dále byly p-hodnoty výsledků testu vyšší než stanovená hladina významnosti ( $\alpha = 0,05$ ), což nám nedává důvody k odmítnutí nulové hypotézy o normálním rozložení dat.

Tyto výsledky poskytují důvěru v použitelnost běžných parametrických statistických metod, které předpokládají normální rozdělení dat.

Tabulka 2 Výsledky Shapiro-Wilk testu

		W	p
pvGRF	non-PNZ 50	0,936	0,164 *
	PNZ 50	0,958	0,458 *
	non-PNZ 75	0,960	0,496 *
	PNZ 75	0,953	0,360 *
tpvGRF	non-PNZ 50	0,965	0,605 *
	PNZ 50	0,979	0,892 *
	non-PNZ 75	0,964	0,576 *
	PNZ 75	0,961	0,500 *

W = hodnoty Shapiro-Wilk testu; p = statistická významnost (\*  $p > 0,05$ ); pvGRF = maximální vertikální reakční síla podložky; tpvGRF = čas do maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm

### 5.2 Reliabilita měření

#### Koeficient vnitro-třídní korelace

V následujících odstavcích jsou prezentovány výsledky analýzy koeficientu vnitro-třídní korelace ICC (3,1), který byl použit k hodnocení míry konzistence mezi opakovanými měřeními u jednotlivých subjektů na každé podmínce. Výsledky jsou znázorněny v tabulce 3 a pro lepší přehled i na grafu 1.

U hodnot pvGRF byl největší bodový odhad korelace 0,734 [0,546; 0,868] zjištěn u PNZ 50 a nejnižší 0,62 [0,393; 0,802] u non-PNZ 75. Výsledky se nacházejí v rozmezí 0,5–0,75 a naznačují tedy pouze střední reliabilitu mezi jednotlivými pokusy.

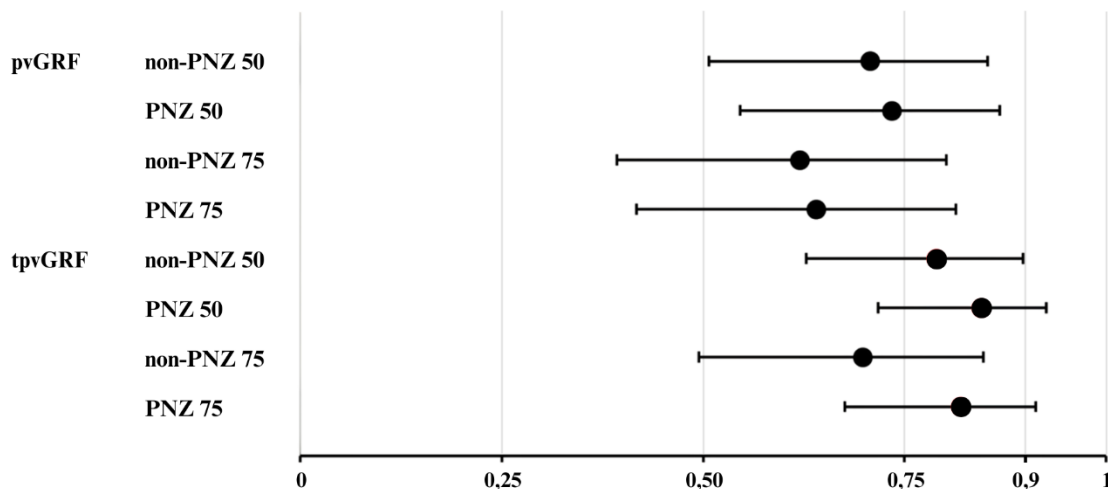


U hodnot tpvGRF nepřekročil bodový odhad hranici 0,75 pouze v případě non-PNZ 75, kde byl odhad 0,698 [0,495; 0,848] a byla i zde pouze střední reliabilita mezi pokusy. U zbylých proměnných byl odhad v rozmezí 0,75–0,9 s nejvyšší hodnotou 0,845 [0,717; 0,926] u PNZ 50, což naznačuje dobrou reliabilitu mezi jednotlivými pokusy.

Tabulka 3 ICC (3,1)

		Bodový odhad ICC	Nižší 95 % CI	Vyšší 95 % CI
<b>pvGRF</b>	<b>non-PNZ 50</b>	0,707	0,507	0,853
	<b>PNZ 50</b>	0,734	0,546	0,868
	<b>non-PNZ 75</b>	0,620	0,393	0,802
	<b>PNZ 75</b>	0,640	0,417	0,814
<b>tpvGRF</b>	<b>non-PNZ 50</b>	0,789	0,628	0,897
	<b>PNZ 50</b>	0,845	0,717	0,926
	<b>non-PNZ 75</b>	0,698	0,495	0,848
	<b>PNZ 75</b>	0,819	0,676	0,913

ICC = koeficient vnitro-třídní korelace; CI = interval spolehlivosti; pvGRF – maximální vertikální reakční síla podložky; tpvGRF = čas do maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm



Graf 1 ICC (3,1). Černé tečky znázorňují bodový odhad ICC s chybovými úsečkami znázorňujícími jejich 95% interval spolehlivosti; pvGRF = maximální vertikální reakční síla podložky; tpvGRF = čas do maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm

## Variační koeficient

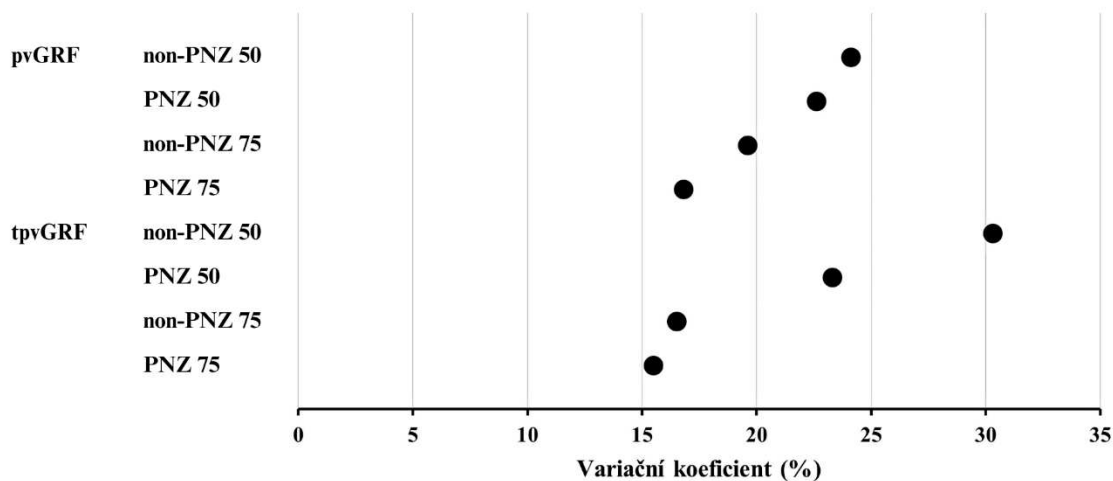
Pro zjištění relativní míry konzistence naměřených hodnot byl vypočítán variační koeficient pro každou podmínku, jehož výsledky jsou zaznamenány v tabulce 4 a graficky znázorněny na grafu 2.

Variační koeficient u všech námi sledovaných proměnných přesahuje 15%. To znamená, že naše výsledky jsou málo konzistentní a vykazují tedy slabou reliabilitu. Z výsledků se dá dále vypožorovat zvyšující se konzistence (menší hodnota v %) při zvýšení náročnosti úkonu, kdy PNZ i změna výšky seskoku z 50 na 75 cm (ZVS) zvýšila konzistenci naměřených výsledků.

Tabulka 4 Variační koeficient

		CV (%)
<b>pvGRF</b>	<b>non-PNZ 50</b>	24,1
	<b>PNZ 50</b>	22,6
	<b>non-PNZ 75</b>	19,6
	<b>PNZ 75</b>	16,8
<b>tpvGRF</b>	<b>non-PNZ 50</b>	30,3
	<b>PNZ 50</b>	23,3
	<b>non-PNZ 75</b>	16,5
	<b>PNZ 75</b>	15,5

CV = variační koeficient; pvGRF = maximální vertikální reakční síla podložky; tpvGRF = čas do maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm



Graf 2 Variační koeficient. Černé tečky znázorňují hodnoty variačního koeficientu (%); pvGRF = maximální vertikální reakční síla podložky; tpvGRF = čas do maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm

### 5.3 Peak vertical ground reaction force

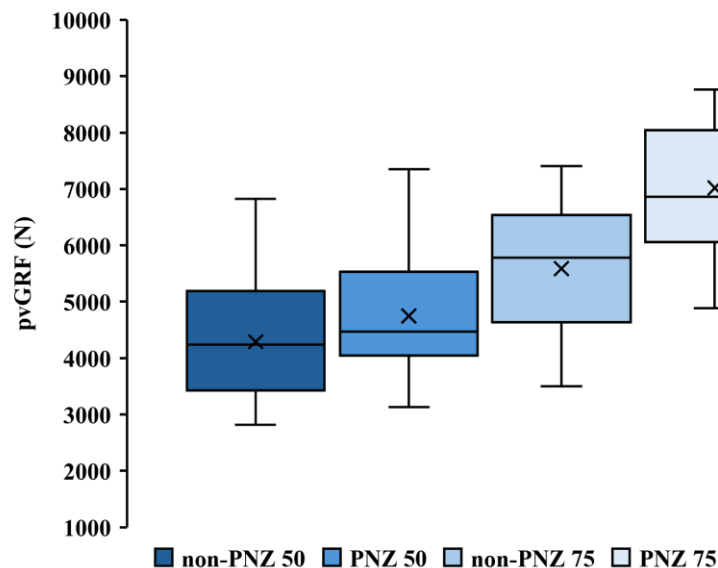
#### Deskriptivní statistika

Z výsledků zaznamenaných v tabulce 5 a na grafu 3 můžeme vidět, že nejnižší průměrné hodnoty pvGRF byly při podmínce non-PNZ 50 (4290 N). Naopak nejvyšší průměrné hodnoty byly naměřeny při PNZ 75 (7019 N). Je patrné že se zvyšující se výškou či PNZ se zvyšují i hodnoty pvGRF.

Tabulka 5 Deskriptivní statistika – pvGRF (N)

	MD	SD	SE	Min	Max
non-PNZ 50	4290,318	1034,553	220,567	2816	6819
PNZ 50	4743,500	1073,652	233,198	3128	7345
non-PNZ 75	5587,636	1093,794	228,903	3501	7407
PNZ 75	7018,773	1181,907	251,983	4887	8758

MD = průměr; SD = směrodatná odchylka; SE = standartní chyba; Min = minimum; Max = maximum; non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm



Graf 3 Zobrazení rozdělení dat pvGRF. Dolní a horní hrana boxu představují první a třetí kvartil; čára uvnitř boxu znázorňuje medián hodnot a kříž uprostřed průměr; chybové úsečky zobrazují v našem případě maximální a minimální hodnoty; pvGRF = maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm

## ANOVA opakovaných měření

Výsledky analýzy rozptylu opakovaných měření (viz tabulka 6) ukázaly statisticky významné rozdíly s dostatečnou velikostí efektu u vlivu PNZ ( $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,166$ ) i ZVS ( $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,596$ ).

Dále byly analyzován interakční efekt mezi PNZ a výškou seskoku. Výsledky ukázaly, že vzájemný vliv mezi zátěží a výškou byl také statisticky významný ( $p < 0,001$ ), ale s nedostatečnou velikostí efektu ( $\eta^2 = 0,045$ ) nepřesahující zvolenou hladinu Eta-squared ( $\eta^2 = 0,066$ ). I přes nízkou velikost efektu, lze předpokládat díky statistické významnosti, že vliv PNZ se bude lišit v závislosti na výšce seskoku a naopak.

Tabulka 6 ANOVA (pvGRF)

	<i>p</i>	$\eta^2$
<b>PNZ</b>	< 0,001 *	0,166 †
<b>Výška</b>	< 0,001 *	0,596 †
<b>PNZ * Výška</b>	< 0,001 *	0,045

$\eta^2$  = eta-squared (†  $\eta^2 > 0,066$ ); *p* = statistická významnost (\*  $p < 0,05$ );  
PNZ = přidaná nesená zátěž

Na základě těchto výsledků jsme, navzdory nízké velikosti efektu mezi PNZ a výškou, mohli pokračovat v post hoc testech s Bonferroniho korekcí. Tyto testy nám umožnily podrobněji prozkoumat rozdíly mezi konkrétními skupinami.

### Vliv přidané zátěže

PNZ zvýšila hodnoty pvGRF v průměru o 942 N (18,09%). Tento rozdíl je dostatečný k potvrzení statistické ( $p < 0,001$ ) i věcné významnosti ( $d = -0,859$ ).

Při seskoku z 50 cm bez zátěže byly průměrné hodnoty pvGRF 4290 N. Přidáním nesené zátěže se hodnoty zvýšily v průměru o 453 N (10,56%). Tato změna byla dostatečná pro potvrzení statistické významnosti ( $p = 0,03$ ), ne však pro potvrzení věcné významnosti ( $d = -0,413$ ).

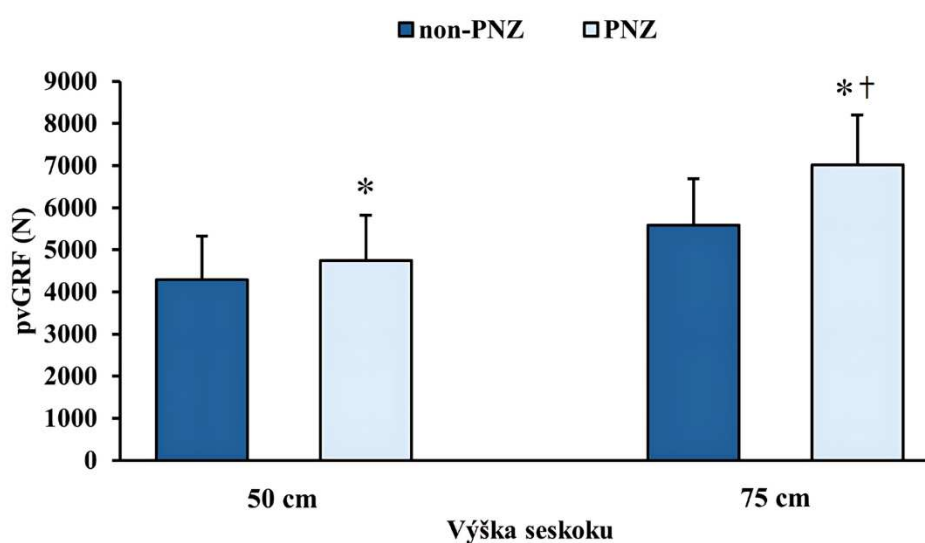
Přidání zátěže při seskoku ze 75 cm vyvolalo navýšení průměrných hodnot pvGRF o 1431 N (25,61%), což je dostatečný rozdíl pro potvrzení jak statistické ( $p < 0,001$ ), tak věcné významnosti ( $d = -1,304$ ).

Z výsledků lze vyvodit, že při rostoucí výšce seskoku se zvyšoval i vliv PNZ na navýšení hodnot pvGRF (viz tabula 7 a graf 4).

Tabulka 7 Post hoc test – PNZ (pvGRF)

		MD (N)	MD (%)	SE (N)	Cohen 's d	$p_{\text{bonf}}$
<b>non-PNZ 50</b>	PNZ 50	-453,182	-10,56	151,239	-0,413	0,030 *
<b>non-PNZ 75</b>	PNZ 75	-1431,136	-25,61	151,239	-1,304 †	< 0,001 *
<b>non-PNZ</b>	PNZ	-942,159	-18,09	127,166	-0,859 †	< 0,001 *

MD = průměr; SE = standartní chyba; Cohen 's d = věcná významnost (†  $|d| > 0,626$ );  $p_{\text{bonf}}$  = statistická významnost po Bonferroniho korekci (\*  $p < 0,05$ ); non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm



Graf 4 Vliv PNZ na pvGRF. Sloupce zobrazují průměrné hodnoty a chybové úsečky směrodatnou odchylku; \*  $p < 0,05$ ; †  $|d| > 0,626$ ; pvGRF = maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ = seskok bez přidané nesené zátěže; PNZ = seskok s přidanou nesenou zátěží

### Vliv výšky seskoku

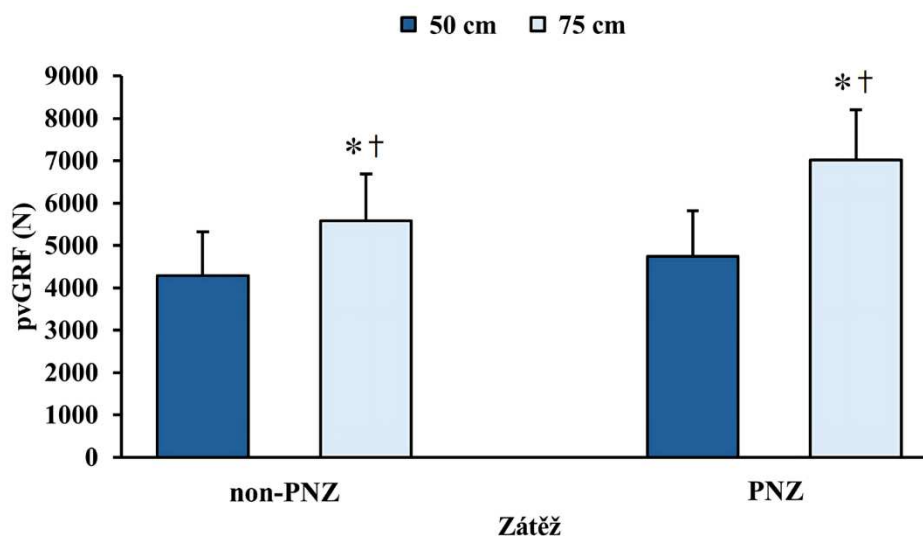
ZVS měla vliv na zvýšení hodnot pvGRF o průměrnou hodnotu 1786 N (39,11%). Tento rozdíl je dostatečný k potvrzení statistické ( $p < 0,001$ ) i věcné významnosti ( $d = -0,628$ ).

ZVS měla bez zátěže i se zátěží vliv na zvýšení průměrných hodnot pvGRF. U seskoků bez zátěže byla sledovaná změna 1297 N (30,24%) a u seskoků se zátěží 2275 N (47,97%). Změny byly dostatečně signifikantní pro potvrzení statistické ( $p < 0,001$ ) i věcné významnosti ( $d_{\text{non-PNZ}} = -1,182$ ;  $d_{\text{PNZ}} = -2,074$ ). Z výsledků lze vyvodit, že PNZ zvětšuje vliv ZVS na hodnoty pvGRF (viz tabulka 8 a graf 5)

Tabulka 8 Post hoc test – výška (pvGRF)

		MD (N)	MD (%)	SE (N)	Cohen 's d	<i>p</i> <sub>bonf</sub>
<b>non-PNZ 50</b>	non-PNZ 75	-1297,318	-30,24	181,596	-1,182 †	< 0,001 *
<b>PNZ 50</b>	PNZ 75	-2275,273	-47,97	181,596	-2,074 †	< 0,001 *
<b>50 cm</b>	75 cm	-1786,295	-39,11	162,096	-1,628 †	< 0,001 *

MD = průměr; SE = standartní chyba; Cohen 's d = věcná významnost († |d| > 0,626); *p*<sub>bonf</sub> = statistická významnost po Bonferroniho korekci (\* *p* < 0,05); non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm



Graf 5 Vliv výšky na pvGRF. Sloupce zobrazují průměrné hodnoty a chybové úsečky směrodatnou odchylku; \* *p* < 0,05; † |d| > 0,626; pvGRF = maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ = seskok bez přidané nesené zátěže; PNZ = seskok s přidanou nesenou zátěží

### Kombinace PNZ a výšky seskoku

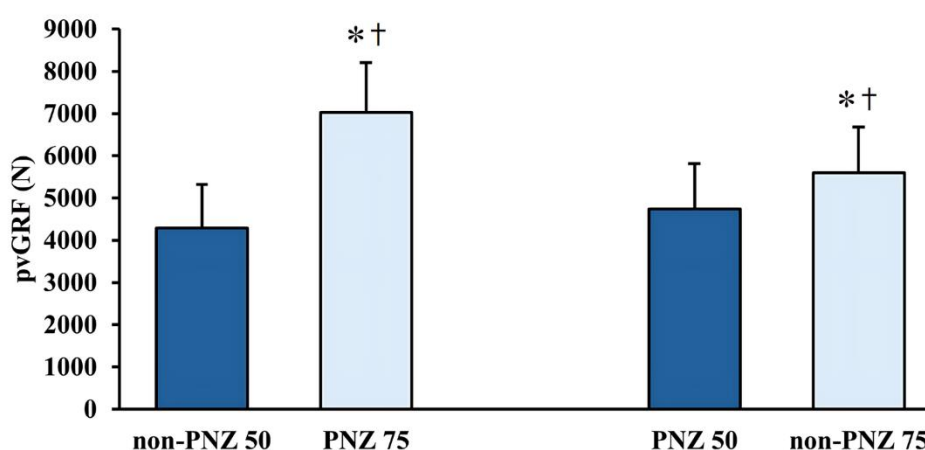
Při změně z non-PNZ 50 na PNZ 75 jsme sledovali největší naměřený rozdíl 2728 N (63,6%). Tato změna dostatečná pro potvrzení statistické (*p* < 0,001) i věcné významnosti (*d* = -2.487).

Při porovnání PNZ 50 a non-PNZ 75 můžeme sledovat navýšení o 844 N (17,8%). Opět zde byl rozdíl dostatečný k potvrzení statistické (*p* = 0,001) i věcné významnosti (*d* = -0,769) Jelikož při odebrání PNZ se současným navýšením výšky seskoku došlo ke zvýšení hodnot pvGRF, je zřejmé, že v našem výzkumu měla ZVS větší vliv, než tomu bylo u PNZ.

Tabulka 9 Post-hoc test – zátěž \* výška (pvGRF)

		MD (N)	MD (%)	SE (N)	Cohen 's d	$p_{\text{bonf}}$
<b>non-PNZ 50</b>	PNZ 75	-2728,455	-63,6	206,025	-2,487 †	< 0,001 *
<b>PNZ 50</b>	non-PNZ 75	-844,136	-17,8	206,025	-0,769 †	0,001 *

MD = průměr; SE = standartní chyba; Cohen 's d = věcná významnost (†  $|d| > 0,626$ );  $p_{\text{bonf}}$  = statistická významnost po Bonferroniho korekci (\*  $p < 0,05$ ); non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm



Graf 6 Kombinace vlivu výšky a PNZ na pvGRF. Sloupce zobrazují průměrné hodnoty a chybové úsečky směrodatnou odchylku; \*  $p < 0,05$ ; †  $|d| > 0,626$ ; pvGRF = maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm

Z výše uvedených výsledků je patrné, že jak PNZ, tak i ZVS mají signifikantní vliv na zvýšení hodnot pvGRF.

## 5.4 Time to peak vertical ground reaction force

### Deskriptivní statistika

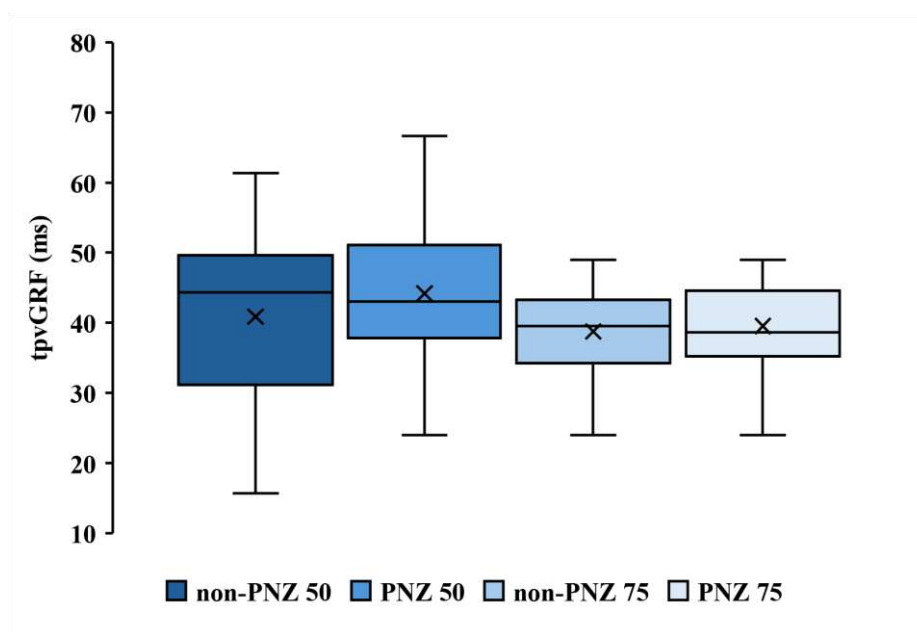
Z výsledků deskriptivní statistiky znázorněných v tabulce 10 a na grafu 7 můžeme vidět, že nejkratší průměrný čas tpvGRF byl naměřen při non-PNZ 75 (38,772 ms). Naopak nejdelší průměrný čas byl naměřen při PNZ 50 (44,166 ms).

Výsledky naznačují snižující čas tpvGRF při zvýšení výšky seskoku a také prodloužení času při přidání zátěže.

Tabulka 10 Deskriptivní statistika – tpvGRF (ms)

	<b>MD</b>	<b>SD</b>	<b>SE</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
<b>non-PNZ 50</b>	40,895	12,407	2,645	15,67	61,33
<b>PNZ 50</b>	44,166	10,313	2,199	24,00	66,67
<b>non-PNZ 75</b>	38,772	6,386	1,361	24,00	49,00
<b>PNZ 75</b>	39,530	6,123	1,305	24,00	49,00

MD = průměr; SD = směrodatná odchylka; SE = standardní chyba; Min = minimum; Max = maximum; non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm



Graf 7 Zobrazení rozdělení dat tpvGRF. Horní a dolní hrana boxu představují třetí a první kvartil; čára uvnitř boxu znázorňuje medián hodnot a kříž uprostřed průměr; chybové úsečky zobrazují v našem případě maximální a minimální hodnoty; tpvGRF = čas do maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm

### ANOVA opakovaných měření

Dle výsledků analýzy rozptylu opakovaných měření pro tpvGRF (viz tabulka 11) můžeme potvrdit statisticky významné rozdíly u PNZ ( $p = 0,045$ ), výšky ( $p = 0,022$ ) i u interakčního vztahu mezi PNZ a výškou seskoku ( $p = 0,032$ ). Dostatečná velikost efektu byla pozorována pouze v případě vlivu výšky ( $\eta^2 = 0,140$ ).

I přes nízkou velikost efektu u interakčního vztahu PNZ a výšky seskoku, lze předpokládat díky statistické významnosti, že vliv PNZ se bude lišit v závislosti na výšce seskoku a naopak.



Tabulka 11 ANOVA (tpvGRF)

	<i>p</i>	$\eta^2$
<b>PNZ</b>	0,045 *	0,050
<b>Výška</b>	0,022 *	0,140 †
<b>PNZ * Výška</b>	0,032 *	0,019

$\eta^2$  = eta-squared (†  $\eta^2 > 0,066$ ); *p* = statistická významnost (\* *p* < 0,05);  
PNZ = přidaná nesená zátěž

Navzdory nízké velikosti efektu u PNZ a interakčních vztahů mezi PNZ a výškou, jsme pokračovali v post hoc testech s Bonferroniho korekcí. Tyto testy nám umožnily podrobněji prozkoumat rozdíly mezi konkrétními skupinami.

### Vliv přidané zátěže

PNZ měla vliv na zvýšení času tpvGRF o průměrnou hodnotu 2,015 ms (4,98%). Tento rozdíl je dostatečný k potvrzení statistické (*p* = 0,045), avšak ne věcné významnosti (*d* = -0,219).

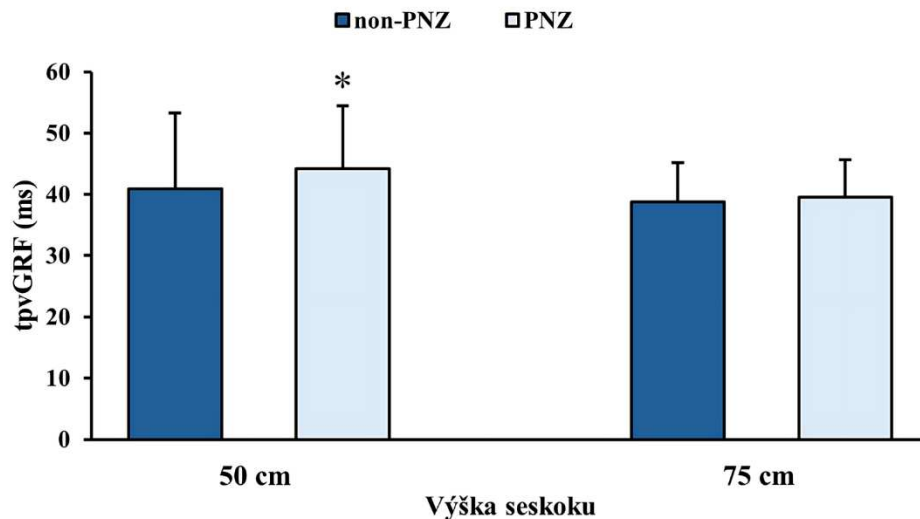
Při konkrétních výškách byl statisticky významný rozdíl (*p* = 0,031) naměřen pouze u 50 cm s navýšením průměrného času o 3,271 ms (8%), ale opět bez věcné významnosti (*d* = -0,356). U výšky 75 cm nebyl zjištěn statisticky ani věcně významný rozdíl.

Z výsledků (viz tabulka 12 a graf 8) lze vyvodit, že PNZ nemá prokazatelný vliv na tpvGRF, jelikož nebyla zjištěna věcná významnost. Avšak lze sledovat určitý vliv díky zjištěné statistické významnosti. Výsledky jsou navíc opačné než naše hypotéza, kdy jsme předpokládali snížení času tpvGRF při přidání zátěže.

Tabulka 12 Post hoc test – PNZ (tpvGRF)

		MD (ms)	MD (%)	SE (ms)	Cohen's d	<i>p</i> <sub>bonf</sub>
<b>non-PNZ 50</b>	PNZ 50	-3,271	-8	1,094	-0,356	0,031 *
<b>non-PNZ 75 cm</b>	PNZ 75 cm	-0,758	-1,96	1,094	-0,082	1,000
<b>non-PNZ</b>	PNZ	-2,015	-4,98	0,946	-0,219	0,045 *

MD – průměr; SE – standartní chyba; Cohen's d – věcná významnost; *p*<sub>bonf</sub> – statistická významnost po Bonferroniho korekci (\* *p* < 0,05); non-PNZ 50 – seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 – seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 – seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 – seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm



Graf 8 Vliv PNZ na tpvGRF. Sloupce zobrazují průměrné hodnoty a chybové úsečky směrodatnou odchylku; \*  $p < 0,05$ ; tpvGRF = čas do maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ = seskok bez přidané nesené zátěže; PNZ = seskok s přidanou nesenou zátěží

### Vliv výšky seskoku

ZVS měla vliv na snížení tpvGRF v průměru o 3,38 ms (7,85%). Rozdíl je dostatečný k potvrzení statistické významnosti ( $p = 0,022$ ), ale ne věcné ( $d = 0,367$ ).

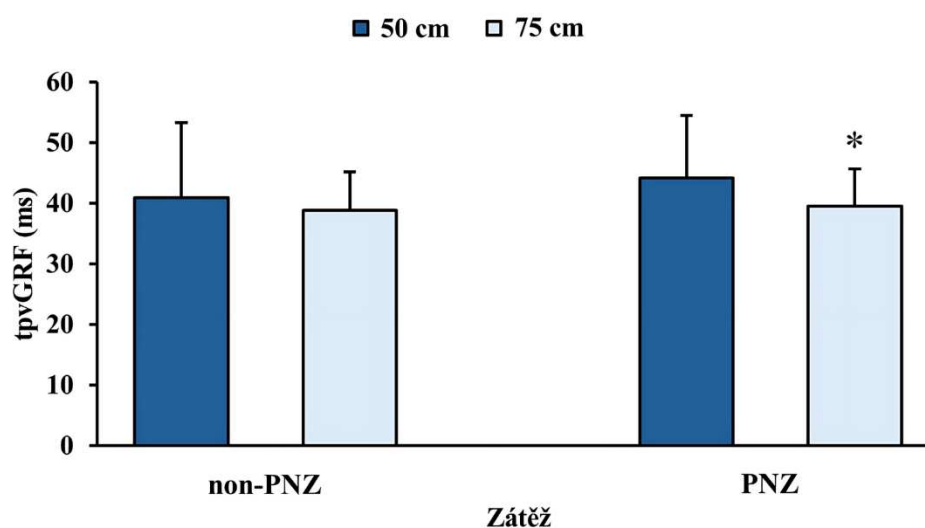
Vliv ZVS na snížení průměrných hodnot tpvGRF byl pozorován jak bez PNZ, tak s ní. Při PNZ 75 byl výsledný čas v průměru o 4,636 ms (10,5%) kratší než při PNZ 50. Sledovaná změna byla dostatečná pouze pro potvrzení statistické významnosti ( $p = 0,023$ ). Při zvýšení výšky seskoku u non-PNZ nebyl rozdíl 2,123 ms (5,19%) dostatečně signifikantní pro potvrzení statistické ( $p = 0,964$ ) ani věcné významnosti ( $d = 0,231$ ).

Z výsledků (viz tabulka 13 a graf 9) lze vyvodit, že výška seskoku nemá prokazatelný vliv na tpvGRF, jelikož nebyla zjištěna věcná významnost. Avšak určitý vliv se dá i zde předpokládat díky zjištěné statistické významnosti. Výsledky se zde shodují s naším předpokladem o snížení tpvGRF při zvýšení výšky seskoku.

Tabulka 13 Post hoc test – výška (tpvGRF)

		MD (N)	MD (%)	SE (N)	Cohen's d	$p_{\text{bonf}}$
<b>non-PNZ 50</b>	non-PNZ 75	2,123	5,19	1,472	0,231	0,964
<b>PNZ 50</b>	PNZ 75	4,636	10,5	1,472	0,504	0,023 *
<b>50 cm</b>	75 cm	3,380	7,85	1,366	0,367	0,022 *

MD = průměr; SE = standartní chyba; Cohen's d = věcná významnost;  $p_{\text{bonf}}$  = statistická významnost po Bonferroniho korekci (\*  $p < 0,05$ ); non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm



Graf 9 Vliv výšky na tpvGRF. Sloupce zobrazují průměrné hodnoty a chybové úsečky směrodatnou odchylku; \*  $p < 0,05$ ; tpvGRF = čas do maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ = seskok bez přidané nesené zátěže; PNZ = seskok s přidanou nesenou zátěží

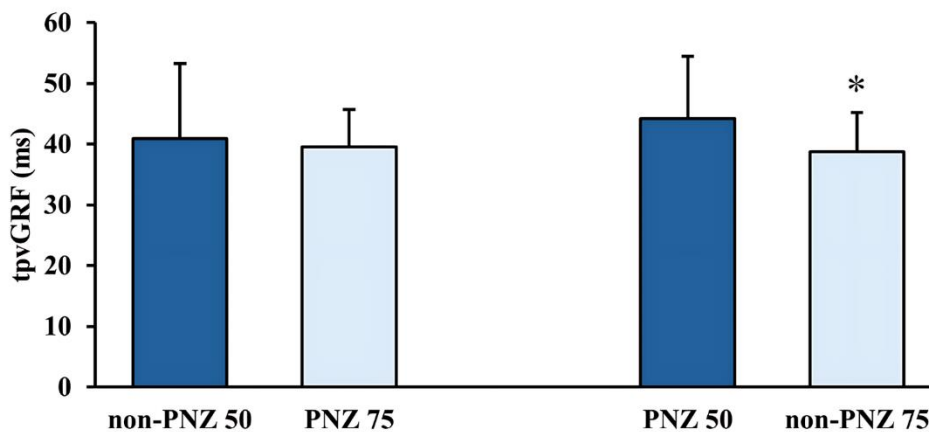
### Kombinace PNZ a výšky seskoku

Při změně z PNZ 50 na non-PNZ 75 jsme sledovali největší rozdíl u tpvGRF ze všech sledovaných proměnných, kdy došlo ke snížení času v průměru o 5,394 ms (12,21%). Jedná se o statisticky významný rozdíl ( $p = 0,015$ ) avšak opět bez věcné významnosti ( $d = 0,586$ ).

Tabulka 14 Post-hoc test – zátěž \* výška (tpvGRF)

		MD (N)	MD (%)	SE (N)	Cohen's d	$p_{\text{bonf}}$
<b>non-PNZ 50</b>	PNZ 75	1,365	3,34	1,662	0,148	1,000
<b>PNZ 50</b>	non-PNZ 75	5,394	12,21	1,662	0,586	0,015 *

MD = průměr; SE = standartní chyba; Cohen's d = věcná významnost;  $p_{\text{bonf}}$  = statistická významnost po Bonferroniho korekci (\*  $p < 0,05$ ); non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm



Graf 10 Kombinace vlivu výšky a PNZ na tpvGRF. Sloupce zobrazují průměrné hodnoty a chybové úsečky směrodatnou odchylku; \*  $p < 0,05$ ; tpvGRF = čas do maximální vertikální reakční síla podložky; non-PNZ 50 = seskok bez přidané nesené zátěže z 50 cm; PNZ 50 = seskok s přidanou nesenou zátěží z 50 cm; non-PNZ 75 = seskok bez přidané nesené zátěže ze 75 cm; PNZ 75 = seskok s přidanou nesenou zátěží ze 75 cm

Z výše uvedených výsledků lze vyvodit, že PNZ ani změna výšky seskoku z 50 na 75 cm nemá signifikantní vliv na změnu hodnot tpvGRF. Dále z našich výsledků vyplývá, že PNZ a zvýšení výšky seskoku mají opačný efekt, kdy PNZ prodlužuje tpvGRF, zatímco zvýšení výšky ho snižuje.

## 6 DISKUSE

Muskuloskeletální poranění je závažným problémem, se kterým se armáda potýká. Zranění vojáci nemohou plnit své pracovní povinnosti a podílet se na fyzickém či bojovém výcviku, což ohrožuje celkovou připravenost armády a stojí nemalé finance (Stannard a Fortington, 2021). K nejvíce úrazům dochází při výcviku (Cameron a kol., 2014) a jedná se primárně o dolní končetiny a spodní část zad (Chang a kol., 2022; Stannard a Fortington, 2021). Mezi nejkritičtější úkony, při kterých dohází k těmto zraněním, patří námi zkoumaný dopad (Boden a kol., 2000). Vojáci se často dostávají do situací, kdy musejí seskočit z vyvýšeného místa (např. korba vozidla, překážka, příkop atd.) (Sell a kol., 2010).

PNZ a nárůst výšky při seskoku zatěžují pohybový aparát VzP, což může mít vliv na dynamické síly působící na dolní končetiny, a tím zvýšit riziko poranění (Hewett a kol., 2010; Verniba a kol., 2017). Cílem práce bylo zjistit jaký vliv má PNZ (21,45 kg) a ZVS na dynamické síly při dopadu u vojenského personálu.

### 6.1 Peak vertical ground reaction force

Hodnoty pvGRF se využívají téměř ve všech studiích zabývajících se problematikou dopadu (Niu a kol., 2014). Jedná se o hlavní sílu, která na tělo během dopadové fáze působí, a z toho důvodu se používá jako jeden z hlavních prediktorů rizika zranění (Collings a kol., 2019). Z výsledků našeho výzkumu je zřejmé, že na zvýšení hodnot pvGRF mají vliv obě námi pozorované proměnné, a tedy PNZ i výška seskoku, což se shoduje i s výsledky předchozích výzkumů (Brown a kol., 2016; Dufek a Bates, 1990; Chang a kol., 2012; Niu a kol., 2018; Sell a kol., 2010; Seegmiller a kol., 2003; Seymore a kol., 2019; Verniba a kol., 2017 a Zhang a kol., 2000).

#### Reliabilita měření

U hodnot pvGRF se výsledky koeficientu ICC pohybovaly v rozmezí pouze střední reliability (0,62–0,734) mezi jednotlivými pokusy (viz tabulka 3). Tyto výsledky by mohli být zapříčiněny tím, že nebyl specifikován přesný způsob dopadu (měkký či tuhý), který má významný vliv na pvGRF (Devita a Skelly, 1992). Probandi tak mohli upravit techniku dopadu v průběhu měření na jednotlivých podmínkách po zkušenosti z předchozích pokusů. Toto vysvětlení podporují výsledky studie Seymore a kol. (2019),

kde použili předem definovaný způsob dopadu a pozorovali hodnoty ICC v rozmezí dobré až výborné reliability (0,88–0,97).

Výsledky variačního koeficientu se v naší práci pohybovali nad hranicí 15% (viz tabulka 4), což udává dokonce slabou reliabilitu a tedy vysokou variabilitu naměřených hodnot. Důvodem je vysoká směrodatná odchylka, která by mohla být způsobena stejně jako u ICC rozdílnou technikou dopadu jednotlivců, popřípadě rozdílnou hmotností probandů. Ta se u našeho vzorku pohybovala od 63,5 do 104 kg (viz tabulka 1), což je rozmezí, které může mít výrazný vliv na zvýšení hodnot pvGRF (Brown a kol., 2016).

Z výsledků je také zřejmé snížení variačního koeficientu (a tedy zlepšení reliability) s rostoucí náročností úkolu, jelikož nejvyšší hodnoty (24,1%) byly vypočítány u non-PNZ 50 a nejnižší (16,8%) u PNZ 75 (viz tabulka 4). Toto tvrzení je v souladu s výzkumem Nordin a Dufek (2017), kde zjistili snižující se variační koeficient měřených hodnot při zvyšující se výšce seskoku.

Jsme si vědomi, že nespecifikování dopadu pravděpodobně ovlivnilo reliabilitu naměřených hodnot. Toto rozhodnutí však bylo zvoleno z důvodu snahy zaznamenat přirozenou techniku dopadu jednotlivých vojáků. Předpokládali jsme tedy, že by se mohla nižší reliabilita objevit a je tedy důležité brát v úvahu, že výsledky této práce mohou být do určité míry zkresleny.

### **Přidaná nesená zátěž**

PNZ měla v našem výzkumu signifikantní vliv na zvýšení hodnot pvGRF se statistickou ( $p < 0,001$ ) i věcnou významností ( $d = -0,859$ ) a byla tedy potvrzena první hypotéza. PNZ měla větší vliv při seskoku ze 75 cm ( $p < 0,001$ ;  $d = -1,304$ ), než z 50 cm ( $p = 0,03$ ;  $d = -0,413$ ). Dá se tedy předpokládat, že se vliv PNZ bude zvyšovat s rostoucí výškou seskoku. Nebyl ovšem nalezen výzkum, který by zkoumal vliv PNZ na různých výškách a nelze tedy potvrdit tento předpoklad.

Naše výsledky o vlivu PNZ se shodují se studií Brown a kol. (2016), kde zjistili statisticky signifikantní navýšení pvGRF ( $p < 0,001$ ) při seskoku s PNZ 6, 20 a 40 kg z výšky 30 cm o 9 a 17%. V této studii ovšem neuvádí věcnou významnost, a navíc používali jinou výšku seskoku a jiný protokol měření, kdy po seskoku na obě nohy následovalo vystartování pod úhlem 45°. Tento přídavný pohyb mohl ovlivnit aktivaci svalů dolních končetin a kinetické vzory během přistání podobně jako tomu je u seskoku

s následným výskokem (drop jump), u kterého byly zjištěny zvýšené hodnoty pvGRF oproti seskoku bez přídavného pohybu (Ambegaonkar a kol., 2011).

Sell a kol. (2010) sledovali také signifikantní navýšení hodnot pvGRF při seskocích z 50 cm s PNZ představující 18% průměrné hmotnosti probandů. Stejná výška seskoku a podobná zátěž v našem výzkumu (26% průměrné hmotnosti) nám dovoluje lépe porovnat výsledky. I přes stejnou tendenci rostoucích hodnot pvGRF s PNZ byl ve výzkumu Sell a kol. (2010) zjištěn větší statisticky signifikantní vliv ( $p < 0,001$ ) než u nás na stejné výšce ( $p = 0,03$ ). Je zde důležité ovšem zmínit, že v této studii používali tenisovou obuv a my vojenskou, což mohlo ovlivnit výsledné hodnoty (Oliver a kol., 2011).

Podobné výsledky naměřili i Seymore a kol. (2019), kteří využili PNZ 20, 25, 30 a 35 kg při seskoku ze 30 cm. Opět byl zjištěn signifikantní nárůst pvGRF ( $p < 0,001$ ) s rostoucí zátěží, ovšem zde porovnávali pouze interakci mezi jednotlivými zátěžemi a ne bez zátěže.

Z výsledků naší práce a výše zmíněných studií (i přes neuvedení věcné významnosti) je velice pravděpodobné, že PNZ má významný vliv na zvýšení pvGRF. Tyto zvýšené síly při přistání zatěžují měkké tkáně v okolí kloubů dolních končetin (Hewett a kol., 2010). Primárně je zatížen kolenní kloub a související svalstvo, jelikož se nejvíce podílí na absorpci energie při přistání. Koleno je tak nejvíce ohroženo vznikem zranění při dopadech (Brown a kol., 2016). U vojáků, kteří jsou běžně vystavováni dopadům z vyvýšených plošin s PNZ je toto riziko zranění ještě vyšší (Brazen a kol., 2010).

Vojáci se při bojových operacích mohou dostávat do situací, kdy musejí nést zátěž přesahující 70 kg (Sell a kol., 2010), což je téměř 2x více než nejvyšší měřená zátěž při seskocích. Dá se tedy předpokládat, že při taktických operacích by se hodnoty pvGRF při dopadu ještě dramaticky zvýšily.

Během taktických operací musí vojáci navíc rychle reagovat na prostředí a bojové podmínky a nemusí mít tak dostatek času pro přípravu na dopad. V takovém případě by vojáci nemuseli být schopni plně využít své kapacity ke snížení pvGRF. Proto se dá předpokládat, že by při bojovém nasazení mohlo dojít ke zvýšení pvGRF oproti standardizovaným podmínkám při měření.

Vzhledem k trendu zvyšování hmotnosti PNZ vojáků v průběhu historie (Knapik a kol., 2004), je pravděpodobné, že se bude dále zvyšovat pvGRF a s tím i riziko zranění.

Jednou z technik, jak snížit pvGRF, je zvětšit úhel ohnutí kolenního kloubu při počátečním kontaktu a umožnit větší ohnutí kolene po celou dobu přistání (neboli měkký dopad). Při větší flexi v kolenou lze totiž absorbovat více energie a méně energie se pak přenáší z kotníků do kolen a kyčlí (Devita a Skelly, 1992). Pro snížení rizika zranění by proto mohlo být důležité rozvíjet u vojáků dovednost měkkého přistání.

Dalším způsobem snížení rizika zranění by mohlo být zařazení intervenčního programu zaměřeného na dynamické posilování dolních končetin a plyometrii (Bathe a kol., 2023).

### **Výška seskoku**

ZVS měla v našem výzkumu signifikantní vliv na nárůst hodnot pvGRF se statistickou ( $p < 0,001$ ) i věcnou významností ( $d = -1,628$ ) a lze tedy potvrdit i druhou hypotézu. Navýšení bylo statisticky i věcně významné jak bez PNZ, tak s PNZ.

Výsledky našeho výzkumu se shodují s předchozími výzkumy. Niu a kol. (2018) zaznamenali signifikantní navýšení pvGRF při seskocích bez PNZ z výšky 32, 52 a 72 cm ( $p < 0,001$ ). Podobných výsledků dosahovali i Verniba a kol. (2017) při seskocích bez PNZ z 22 a 44 cm, kdy opět došlo k signifikantnímu navýšení pvGRG ( $p < 0,01$ ).

Další výzkumy potvrzující naše výsledky jsou: Dufek a Bates, 1990; Chang a kol., 2012; McNitt-gray, 1991; Seegmiller a kol., 2003 a Zhang a kol., 2000. V těchto studiích se výška seskoku pohybovala od 20 do 128 cm. Ve všech zmíněných studiích sledovali signifikantní navýšení pvGRF při seskocích z vyšších výšek. Na základě našich a výše zmíněných studií lze předpokládat, že s rostoucí výškou seskoku stoupá i pvGRF. Ani v jedné ze zmíněných studií však neuvádí věcnou významnost ani reliabilitu měření, a tak se nadají s jistotou porovnávat výsledky s naším měřením.

I zde platí stejně jako u PNZ, že s rostoucí výškou seskoku se zvyšují hodnoty pvGRF, což zatěžuje pohybový aparát a zvyšuje riziko zranění. Je proto i zde nutné se zaměřit na získání dovednosti správné techniky dopadu či zařazení dynamického posilování a plyometrie, aby došlo k minimalizaci zranění.



## 6.2 Time to peak vertical ground reaction force

Dosažení pvGRF za kratší dobu neboli nižší tpvGRF je spojováno s větším mechanickým zatížením dolních končetin a s vyšším rizikem zranění, jelikož je energie vzniklá při dopadu absorbována v kratším čase (Pilanthanonond a kol., 2023). Při tvorbě hypotéz pro tpvGRF jsme vycházeli z tvrzení, že mezi hodnotami tpvGRF a pvGRF je inverzní korelační vztah, tzn. že pokud dojde ke zvýšení hodnot pvGRF, tak by mělo dojít ke snížení tpvGRF (Saunders a kol., 2014). V naší práci jsme zjistili tento vztah pouze u ZVS. V případě PNZ došlo k prodloužení tpvGRF, i přes signifikantní zvýšení pvGRF.

V nalezených studiích zabývajících se vlivem PNZ či výšky na kinetiku dopadu se zmiňují o tpvGRF pouze ve třech a shodují se s našimi výsledky (Niu a kol., 2018; Seegmiller a kol., 2003 a Sell a kol., 2010).

### Reliabilita měření

U hodnot tpvGRF se výsledky koeficientu ICC pohybovaly v rozmezí pouze střední až dobré reliability (0,698–0,845) mezi jednotlivými pokusy (viz tabulka 3). Byla zde tedy naměřena lepší reliabilita, než tomu bylo u pvGRF. Rozdílný způsob dopadu mohl i zde ovlivnit výsledné hodnoty stejně jako u pvGRF.

Výsledky variačního koeficientu se i zde pohybovali nad hranicí 15%, a jedná se tedy o slabou reliabilitu naměřených hodnot. Nejvyšší hodnoty (30,3%) byly naměřeny u non-PNZ 50 a nejnižší (15,5%) u PNZ 70. Opět zde můžeme vidět snižující se hodnoty koeficientu se zvyšující se náročností úkolu.

Je tedy i zde důležité brát v úvahu, že výsledky mohou být do určité míry zkresleny rozhodnutím zkoumat přirozený dopad vojáků.

### Přidaná nesená zátěž

PNZ měla v našem výzkumu vliv na tpvGRF pouze se statistickou významností ( $p = 0,045$ ), avšak ne s věcnou významností ( $d = -0,219$ ). Nelze tedy potvrdit naši třetí hypotézu. Navíc byl zjištěn opačný efekt, než jaký jsme očekávali, kdy došlo ke zvýšení tpvGRF při seskocích s PNZ.

Výsledky studie Sell a kol. (2010) pozorovali také signifikantní vliv PNZ na prodloužení tpvGRF ( $p < 0,001$ ). Je možné že vyšší statistická významnost mohla být způsobena použitím tenisové obuvi stejně jako v případě pvGRF nebo jiný faktor,

který mohl ovlivnit výsledky, jelikož výška seskoku i PNZ byla srovnatelná s naším výzkumem (50 cm a 18% průměrné hmotnosti probandů).

Prodloužení tpvGRF i přes zvýšení zátěže by mohlo být způsobeno několika faktory. Zaprvé to mohlo být zapříčiněno námi zvoleným protokolem měření, kdy probandi prováděli na obou výškách nejprve tři cvičné a tři měřené seskoky bez PNZ, a až poté následovali seskoky s PNZ. To mohlo způsobit lepší připravenost při seskoku s PNZ a tím i rozdílné hodnoty tpvGRF než jsme očekávali. Ve studii Sell a kol. (2010) však přesný průběh měření neuvádí, a tak není jasné, zda použili stejný protokol jako v naší práci.

Druhým zdůvodněním by mohl být psychologický efekt PNZ, který mohl zapříčinit důkladnější přípravu probandů na dopad a ovlivnit tak výsledné hodnoty tpvGRF.

Dosažení ekvivalentních hodnot pvGRF v kratším čase (neboli kratší tpvGRF) je spojován se zvýšeným rizikem vzniku zranění ACL (Hewett a kol., 2010). Pokud by se tedy v dalších výzkumech potvrdilo prodloužení tpvGRF při seskocích s PNZ, mohlo by to znamenat snížení rizika zranění. Je zde důležité ovšem zmínit, že i přes prodloužení tpvGRF došlo jak v naší práci, tak i ve studii Sell a kol. (2010) k signifikantnímu nárustu pvGRF, což je naopak spojováno se zvýšeným rizikem zranění.

### **Výška seskoku**

U změny výšky seskoku z 50 na 75 cm byl vliv na tpvGRF statisticky významný ( $p = 0,022$ ), ale věcnou významnost jsme nepozorovali ( $d = 0,367$ ). Nelze tedy potvrdit ani poslední hypotézu. Efekt zde byl ovšem vyšší než u vlivu PNZ a souhlasil i s naším očekáváním, kdy došlo, na rozdíl od PNZ, ke snížení tpvGRF při ZVS.

Výsledky prací Niu a kol. (2018) a Seegmiller a kol. (2003) naznačují podobné výsledky, kdy i u nich došlo ke snížení tpvGRF. V práci Niu a kol. (2018) však nebyl rozdíl dostatečný pro potvrzení statistické významnosti a Seegmiller a kol. (2003) uvádí p-hodnoty pouze při rozdílu mezi skupinami (gymnasti a rekreační atleti) a ne mezi výškami.

I přes nedostatečné důkazy o vlivu výšky seskoku na tpvGRF, lze ovšem předpokládat, že určitý vliv existuje. V práci Seegmiller a kol. (2003), kde vyžily výšky 30, 60 a 90 cm pozorovali snížení tpvGRF při zvýšení výšky seskoku z 30 na 90 cm o 33,3% u gymnastů a 35,4% u rekreačních atletů. Jedná se tedy o výraznější snížení

tpvGRF, než jaké jsme sledovali v naší práci. My jsme však využili nižší rozdíl výšek (z 50 na 75 cm) a lze tedy očekávat, že s dalším zvýšením výšky seskoku by byly rozdíly ještě signifikantnější.

Vojáci navíc mnohdy seskakují z vyšších výšek (okna budov, překážková dráha, skalnatý terén atd.), než jaké jsou využity v těchto studiích. Dá se tedy předpokládat že při bojových operacích či vojenském výcviku budou vystavováni výraznějším zatížení pohybového aparátu, s kterým je kratší tpvGRF spojován (Hewett a kol., 2010). Je tedy důležité, snažit se vypěstovat u vojáků návyk měkké techniky dopadu, která je spojována s delším tpvGRF (Devita a Skelly, 1992).

### **6.3 Shrnutí**

Naše výsledky a výsledky předchozích výzkumů naznačují, že PNZ a rostoucí výška seskoku mají vliv na zvýšení pvGRF. Dopady s vyššími hodnotami pvGRF zapříčiňují nutnost absorbovat větší množství energie. To může vést k přetížení svalů a šlach primárně v oblasti kolenního kloubu a způsobit tak zranění (Bates a kol., 2013).

Vliv PNZ a rostoucí výšky seskoku na tpvGRF není jednoznačný. Důkazy naší práce a předchozích studií naznačují, že PNZ prodlužuje tpvGRF, zatímco rostoucí výška tyto hodnoty snižuje. Kratší tpvGRF je spojován se zvýšeným namáháním pohybového aparátu a má tak negativní vliv na vznik zranění (Pilanthananond a kol., 2023).

Je proto důležité zařadit do přípravy vojáka vhodný intervenční program zaměřený na správnou techniku dopadu, dynamické posilování a plyometrii, což by mohlo snížit riziko zranění (Bathe a kol., 2023).

### **6.4 Limitace práce**

Existuje několik limitací, kterých jsme si vědomi a mohly do určité míry ovlivnit celkové výsledky této diplomové práce.

- Na rozcvičení probandi absolvovali 3 cvičné seskoky před každým měřením z důvodu minimalizace rizika zranění, což mohlo způsobit preaktivaci nervosvalové soustavy a ovlivnit tak výsledné hodnoty. To samé se dá říct o seskocích se zátěží, jelikož vždy následovaly až po seskocích bez zátěže.
- Záměrný výběr probandů (prezenční studenti VO při FTVS UK) v této studii reprezentuje pouze část vojenské populace, která je na pohybové vzory dopadů

dobře připravena a nezahrnuje např. nové rekruty či vojáky, kteří nejsou tak často vystavováni fyzickému a bojovému výcviku.

- PNZ představovala pouze 26 % průměrné hmotnosti probandů a nedosahovala tak zátěže, se kterou se vojáci setkávají v bojových operacích. Navýšení hmotnosti PNZ by mohlo způsobit výraznější změny pvGRF a tpvGRF při dopadu. Tato zátěž byla ovšem zvolena z důvodu snížení rizika zranění.
- Probandi byli instruováni, aby dopadali „přirozeně“ a nebylo tedy specifikováno, zda mají dopadat s měkkým či tuhým dopadem. Je tedy možné, že mezi jednotlivými pokusy použili rozdílnou dopadovou techniku, což mohlo ovlivnit výsledky.

## 7 ZÁVĚR

Cílem práce bylo zjištění vlivu přidané nesené zátěže a rozdílné výšky seskoku na dynamické síly, přesněji hodnoty pvGRF a tpvGRF, působící na dolní končetiny při dopadu u vojenského personálu. Nárůst pvGRF a snížení tpvGRF má dle studií za následek zvýšené riziko zranění, především v oblasti kolene a kotníku.

PNZ i výška seskoku měly u hodnot pvGRF statisticky významný vliv a byla zde pozorována dostatečná velikost efektu. Provedením post hoc testů s Bonferroniho korekcí bylo zjištěno zvýšení hodnot pvGRF v průměru o 942 N (18,1%) u PNZ a 1786 N (39,1%) u ZVS. Pouze změna hodnot pvGRF u PNZ při seskoku z 50 cm nebyla dostatečná (453 N; 10,6%) pro potvrzení věcné významnosti. Zbylé komparace přinesly dostačující rozdíl pro potvrzení statistické i věcné významnosti. Nejmarkantnější rozdíl (2728 N; 48%) byl naměřen při zvýšení výšky i PNZ najednou. Z výše popsaných dat vyplývá, že PNZ i ZVS signifikantně zvyšují hodnoty pvGRF a lze tedy potvrdit první dvě hypotézy.

U hodnot tpvGRF byla zjištěna statisticky významná změna u PNZ i změny výšky seskoku, ale velikost efektu byla dostatečná pouze v případě vlivu výšky. Post hoc testy s Bonferroniho korekcí prokázaly opačný vliv PNZ, než jsme předpokládali. Jednalo se o prodloužení tpvGRF o 2,015 ms (5%), ovšem bez potvrzení věcné významnosti. ZVS měla námi předpokládaný vliv na snížení tpvGRF (3,38 ms; 7,6%), ale také pouze se statistickou a ne věcnou významností. Překvapivě největší rozdíl ve snížení tpvGRF (5,39 ms) byl naměřen při zvýšení výšky a odebrání PNZ najednou (5,394 ms; 12,2%). Z důvodu opačného výsledku u PNZ a nepotvrzení věcné významnosti u žádné z měřených proměnných jsou třetí a čtvrtá hypotéza zamítnuty.

Ačkoli se v našem výzkumu potvrdil pouze negativní vliv PNZ a výšky seskoku na hodnoty pvGRF a ne na tpvGRF, je důležité se tímto tématem nadále zabývat. Nárůst dopadových sil při dopadu výrazně zvyšuje zatížení tkání, především v oblasti kolenního a hlezenního kloubu, a to může vést k vyšší prevalenci zranění. Vojáci se s dopady setkávají běžně při fyzickém a bojovém výcviku nebo při bojových operacích. Tato zranění zapříčiňují nemožnost vykonávat službu nebo dokonce nutnost opustit armádu a stojí armádu nemalé finance. Nejen z těchto důvodů bychom se měli snažit porozumět vzniku častých zranění, ale především jim předcházet.

Další výzkumy by se mohly zaměřit na širší skupinu vojáků, jelikož vzorek v této práci představoval pouze studenty vojenské tělovýchovy, a tedy nadstandardně fyzicky připravené vojáky. U běžné vojenské populace, která není tolik zvyklá na fyzickou zátěž a nemá zabudované správné pohybové vzory, by mohly být výsledky výzkumu odlišné. Dále by výzkum mohl více prozkoumat téma prevence poranění při seskocích a navrhnout intervenční program, který by mohl snížit riziko zranění.

## Seznam literatury

1. AERTS, I, E CUMPS, E VERHAGEN, J VERSCHUEREN a R MEEUSEN, 2013. A systematic review of different jump-landing variables in relation to injuries. *THE JOURNAL OF SPORTS MEDICINE AND PHYSICAL FITNESS*. **53**(5).
2. ALMEIDA, Sandra A., Karen Maxwell WILLIAMS, Richard A. SHAFFER a Stephanie K. BRODINE, 1999. Epidemiological patterns of musculoskeletal injuries and physical training: *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **31**(8), 1176–1182. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1097/00005768-199908000-00015
3. AMBEGAONKAR, Jatin P, Sandra J SHULTZ a David H PERRIN, 2011. A Subsequent Movement Alters Lower Extremity Muscle Activity and Kinetics in Drop Jumps vs. Drop Landings. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **25**(10), 2781–2788. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e31820f50b6
4. ARMSTRONG, Richard A., 2014. When to use the Bonferroni correction. *Ophthalmic and Physiological Optics* [online]. **34**(5), 502–508. ISSN 0275-5408, 1475-1313. Dostupné z: doi:10.1111/opo.12131
5. BARTONÍČEK, Jan a Jiří HEŘT, 2004. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf. ISBN 978-80-7345-017-5.
6. BATES, Nathaniel A., Kevin R. FORD, Gregory D. MYER a Timothy E. HEWETT, 2013. Timing differences in the generation of ground reaction forces between the initial and secondary landing phases of the drop vertical jump. *Clinical Biomechanics* [online]. **28**(7), 796–799. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.07.004
7. BATHE, Chantal, Lena FENNEN, Theresa HEERING, Alexander GREIF a Rosemary DUBBELDAM, 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* [online]. **9**(2), e001508. ISSN 2055-7647. Dostupné z: doi:10.1136/bmjsem-2022-001508
8. BEAULIEU, Mélanie L., Mario LAMONTAGNE a Lanyi XU, 2009. Lower limb muscle activity and kinematics of an unanticipated cutting manoeuvre: a gender comparison. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. **17**(8), 968–976. ISSN 0942-2056, 1433-7347. Dostupné z: doi:10.1007/s00167-009-0821-1

9. BEYNNON, Bruce D., Pamela M. VACEK, Darlene MURPHY, Denise ALOSA a David PALLER, 2005. First-Time Inversion Ankle Ligament Trauma: The Effects of Sex, Level of Competition, and Sport on the Incidence of Injury. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **33**(10), 1485–1491. ISSN 0363-5465, 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/0363546505275490
10. BHATNAGAR, Abhinav, 2015. High Incidence of Stress Fractures in Military Cadets During Training: A Point of Concern. *JOURNAL OF CLINICAL AND DIAGNOSTIC RESEARCH* [online]. [vid. 2024-07-01]. ISSN 2249782X. Dostupné z: doi:10.7860/JCDR/2015/12535.6282
11. BISSELING, R W, A L HOF, S W BREDEWEG, J ZWERVER a T MULDER, 2008. Are the take-off and landing phase dynamics of the volleyball spike jump related to patellar tendinopathy? *British Journal of Sports Medicine* [online]. **42**(6), 483–489. ISSN 0306-3674, 1473-0480. Dostupné z: doi:10.1136/bjsm.2007.044057
12. BODEN, Barry P, G Scott DEAN, John A FEAGIN a William E GARRETT, 2000. Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Orthopedics* [online]. **23**(6), 573–578. ISSN 0147-7447, 1938-2367. Dostupné z: doi:10.3928/0147-7447-20000601-15
13. BRAZEN, Danielle M, M Kent TODD, Jatin P AMBEGAONKAR, Roshna WUNDERLICH a Connie PETERSON, 2010. The Effect of Fatigue on Landing Biomechanics in Single-Leg Drop Landings. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. **20**(4), 286–292. ISSN 1050-642X. Dostupné z: doi:10.1097/JSM.0b013e3181e8f7dc
14. BROWN, T.N., M. O'DONOVAN, L. HASSELQUIST, B. CORNER a J.M. SCHIFFMAN, 2016. Lower limb flexion posture relates to energy absorption during drop landings with soldier-relevant body borne loads. *Applied Ergonomics* [online]. **52**, 54–61. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/j.apergo.2015.06.004
15. BUMP, Jared M. a Lindsay LEWIS, 2023. Patellofemoral syndrome. *StatPearls - NCBI Bookshelf* [online]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557657/>
16. BURR, David B., 1997. 7 Bone, Exercise, and Stress Fractures: *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. **25**, 171–194. ISSN 0091-6331. Dostupné z: doi:10.1249/00003677-199700250-00009
17. CAMERON, David S., Emma J. BERTENSHAW a Paschal SHEERAN, 2014. The impact of positive affect on health cognitions and behaviours: a meta-analysis of the



- experimental evidence. *Health Psychology Review* [online]. **9**(3), 345–365. ISSN 1743-7199, 1743-7202. Dostupné z: doi:10.1080/17437199.2014.923164
18. CAMERON, Kenneth L. a Brett D. OWENS, ed., 2016. *Musculoskeletal Injuries in the Military* [online]. New York, NY: Springer New York [vid. 2024-07-01]. ISBN 978-1-4939-2983-2. Dostupné z: doi:10.1007/978-1-4939-2984-9
  19. CARTO, Chase, Bradley LEZAK a Matthew VARACALLO, 2019. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Distal Tibiofibular Joint (Tibiofibular Syndesmosis). In: *StatPearls* [online]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing [vid. 2024-07-01]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK547655/>
  20. COLLINGS, Tyler J., Adam D. GORMAN, Max C. STUELCKEN, Daniel B. MELLIFONT a Mark G. L. SAYERS, 2019. Exploring the Justifications for Selecting a Drop Landing Task to Assess Injury Biomechanics: A Narrative Review and Analysis of Landings Performed by Female Netball Players. *Sports Medicine* [online]. **49**(3), 385–395. ISSN 0112-1642, 1179-2035. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-018-01045-x
  21. COUREL-IBÁÑEZ, Javier, Alejandro HERNÁNDEZ-BELMONTE, Alejandro CAVAMARTÍNEZ a Jesús G. PALLARÉS, 2020. Familiarization and Reliability of the Isometric Knee Extension Test for Rapid Force Production Assessment. *Applied Sciences* [online]. **10**(13), 4499. ISSN 2076-3417. Dostupné z: doi:10.3390/app10134499
  22. DAVEY, Annabelle, Nathan K. ENDRES, Robert J. JOHNSON a Jasper E. SHEALY, 2018. Alpine skiing injuries. *Sports Health* [online]. **11**(1), 18–26. Dostupné z: doi:10.1177/1941738118813051
  23. DEHAVEN, Kenneth E. a David M. LINTNER, 1986. Athletic injuries: Comparison by age, sport, and gender. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **14**(3), 218–224. ISSN 0363-5465, 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/036354658601400307
  24. DEL COSO, Juan, Helena HERRERO a Juan J. SALINERO, 2018. Injuries in Spanish female soccer players. *Journal of Sport and Health Science* [online]. **7**(2), 183–190. ISSN 20952546. Dostupné z: doi:10.1016/j.jshs.2016.09.002
  25. DEPARTMENT OF THE ARMY HEADQUARTERS, 2011. Prevention and control of musculoskeletal injuries associated with physical training. *Technical bulletin Med*, 592. Dostupné z: [https://armypubs.army.mil/epubs/DR\\_pubs/DR\\_a/pdf/web/tbmed592.pdf](https://armypubs.army.mil/epubs/DR_pubs/DR_a/pdf/web/tbmed592.pdf)

26. DEVITA, Paul a William A. SKELLY, 1992. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity: *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **24**(1), 108-115. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/00005768-199201000-00018
27. DUFEK, Janet S. a Barry T. BATES, 1990. The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. **22**(3), 370-377. Dostupné z: doi:10.1249/00005768-199006000-00014
28. DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Funkční anatomie*. B.m.: Grada Publishing a.s.
29. EARL, Jennifer E, Sarika K MONTEIRO a Kelli R SNYDER, 2007. Differences in lower extremity kinematics between a bilateral Drop-Vertical jump and a Single-Leg step-down. *the Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy/Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* [online]. **37**(5), 245–252. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2007.2202
30. EVANS, Jennifer, Ahmed MABROUK a Jeffery L. NIELSON, 2023. Anterior cruciate ligament knee injury. *StatPearls – NCBI Bookshelf* [online]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499848/>
31. FENN, Brian P., J SONG, J CASEY, G R WARYASZ, C W DIGIOVANNI, B LUBBERTS a D GUSS, 2020. Worldwide epidemiology of foot and ankle injuries during military training: a systematic review. *BMJ Military Health* [online]. **167**(2), 131–136. Dostupné z: doi:10.1136/bmjmilitary-2020-001591
32. FONG, Daniel Tik-Pui, Youlian HONG, Lap-Ki CHAN, Patrick Shu-Hang YUNG a Kai-Ming CHAN, 2007. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Medicine* [online]. **37**(1), 73–94. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200737010-00006
33. FRITZ, M. a K. PEIKENKAMP, 2003. Simulation of the influence of sports surfaces on vertical ground reaction forces during landing. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. **41**(1), 11–17. Dostupné z: doi:10.1007/bf02343533
34. FULKERSON, John P., 2002. Diagnosis and Treatment of Patients with Patellofemoral Pain. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **30**(3), 447–456. ISSN 0363-5465, 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/03635465020300032501
35. GRIFFIN, Letha Y., Julie AGEL, Marjorie J. ALBOHM, Elizabeth A. ARENDT, Randall W. DICK, William E. GARRETT, James G. GARRICK, Timothy E. HEWETT, Laura HUSTON, Mary Lloyd IRELAND, Robert J. JOHNSON, W. Benjamin KIBLER, Scott LEPHART, Jack L. LEWIS, Thomas N. LINDENFELD, Bert R. MANDELBAUM, Patricia MARCHAK, Carol C. TEITZ a Edward M. WOJTYS, 2000. Noncontact

- Anterior Cruciate Ligament Injuries: Risk Factors and Prevention Strategies: *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [online]. **8**(3), 141–150. ISSN 1067-151X. Dostupné z: doi:10.5435/00124635-200005000-00001
36. GUPTON, Marco, Onyebuchi IMONUGO, Asa C. BLACK, Marjorie V. LAUNICO a Robert R. TERREBERRY, 2023. Anatomy, bony pelvis and lower limb, knee. *StatPearls – NCBI Bookshelf*. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK500017/>
  37. HALL, Randon, Kim Barber FOSS, Timothy E. HEWETT a Gregory D. MYER, 2015. Sport Specialization’s Association With an Increased Risk of Developing Anterior Knee Pain in Adolescent Female Athletes. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. **24**(1), 31–35. ISSN 1056-6716, 1543-3072. Dostupné z: doi:10.1123/jsr.2013-0101
  38. HAURET, Keith G., Bonnie J. TAYLOR, Nakia S. CLEMMONS, Suzanne R. BLOCK a Bruce H. JONES, 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* [online]. **38**(1), S94–S107. ISSN 07493797. Dostupné z: doi:10.1016/j.amepre.2009.10.022
  39. HAURET, Keith G., Sheryl BEDNO, Kelly LORINGER, Tzu-Cheg KAO, Timothy MALLON a Bruce H. JONES, 2015. Epidemiology of Exercise- and Sports-Related Injuries in a Population of Young, Physically Active Adults: A Survey of Military Servicemembers. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **43**(11), 2645–2653. ISSN 0363-5465, 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/0363546515601990
  40. HAUSCHILD, Veronique, Keith HAURET, Melissa RICHARDSON, Bruce H JONES a Terrence LEE, 2017. A taxonomy of injuries for public health monitoring and reporting. *Public Health Information Paper* [online]. Dostupné z: <https://apps.dtic.mil/sti/pdfs/AD1039481.pdf>
  41. HAWKIN DYNAMICS, 2024. *Hawkin Metric Database*. Dostupné z: <https://www.hawkin-dynamics.com/hawkin-metric-database>
  42. HEEBNER, Nicholas R., Deirdre M. RAFFERTY, Meleesa F. WOHLEBER, Andrew J. SIMONSON, Mita LOVALEKAR, Andrew REINERT a Timothy C. SELL, 2017. Landing Kinematics and Kinetics at the Knee During Different Landing Tasks. *Journal of Athletic Training* [online]. **52**(12), 1101–1108. ISSN 1062-6050. Dostupné z: doi:10.4085/1062-6050-52.11.25

43. HENDL, Jan, 2023. *Kvalitativní výzkum: Základní teorie, metody a aplikace*. B.m.: PORTÁL s. r. o.
44. HEWETT, Timothy E., Kevin R. FORD, Barbara J. HOOGENBOOM a Gregory D. MYER, 2010. Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *North American journal of sports physical therapy: NAJSPT*. **5**(4), 234–251. ISSN 1558-6170.
45. HUGHES, Gerwyn a James WATKINS, 2006. A Risk-Factor Model for Anterior Cruciate Ligament Injury: *Sports Medicine* [online]. **36**(5), 411–428. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200636050-00004
46. HYLAND, Scott, Steven B. GRAEFE a Matthew VARACALLO, 2023. Anatomy, bony pelvis and lower limb, iliotibial band (Tract). *StatPearls – NCBI Bookshelf* [online]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537097/>
47. CHANG, Jong Sung, Yong Hyun KWON, Chung Sun KIM, Sang-Ho AHN a So Hyun PARK, 2012. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. **25**(1), 21–26. ISSN 18786324, 10538127. Dostupné z: doi:10.3233/BMR-2012-0306
48. CHANG, Tian-Tian, Qi-Hao YANG, Pei-Jie CHEN a Xue-Qiang WANG, 2022. Epidemiology of Musculoskeletal Injuries in the Navy: A Systematic Review. *International Journal of Public Health* [online]. **67**, 1605435. ISSN 1661-8564. Dostupné z: doi:10.3389/ijph.2022.1605435
49. CHAURASIA, B. D., 2019. *BD Chaurasia's Human Anatomy, Volume 2: Regional and Applied Dissection and Clinical: Lower Limb, Abdomen and Pelvis*. B.m.: CBS Publishers & Distributors Pvt Limited, India.
50. JANDAČKA, Daniel, 2011. *Kinetická analýza lidského pohybu*. Ostravská univerzita v Ostravě.
51. JONES, Bruce H. a Joseph J. KNAPIK, 1999. Physical Training and Exercise-Related Injuries: Surveillance, Research and Injury Prevention in Military Populations. *Sports Medicine* [online]. **27**(2), 111–125. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-199927020-00004

52. JONES, Bruce H., John McA. HARRIS, Tuyethoa N. VINH a Clint RUBIN, 1989. Exercise-Induced Stress Fractures and Stress Reactions of Bone: Epidemiology, Etiology, and Classification. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. **16**, 379-422. ISSN 0091-6331. Dostupné z: doi:10.1249/00003677-198900170-00014
53. KAPANDJI, I. A., 2019. *The physiology of the joints*. Seventh edition. Pencaitland, East Lothian, Scotland: Handspring Publishing. ISBN 978-1-912085-59-0.
54. KAUFMAN, K, 2000. Military training-related injuries Surveillance, research, and prevention. *American Journal of Preventive Medicine* [online]. **18**(1), 54–63. ISSN 07493797. Dostupné z: doi:10.1016/S0749-3797(00)00114-8
55. KIM, Chanki, Seunghyeok YEOM, Seji AHN, Nyeonju KANG, Kiwon PARK a Kyoungkyu JEON, 2022. Effects of Patellofemoral Pain Syndrome on Changes in Dynamic Postural Stability during Landing in Adult Women. *Applied Bionics and Biomechanics* [online]. **2022**, 1–8. ISSN 1754-2103, 1176-2322. Dostupné z: doi:10.1155/2022/7452229
56. KNAPIK, Joseph J., Bria S. GRAHAM, Jennifer RIEGER, Ryan STEELMAN a Timothy PENDERGRASS, 2013. Activities Associated With Injuries in Initial Entry Training. *Military Medicine* [online]. **178**(5), 500–506. ISSN 0026-4075, 1930-613X. Dostupné z: doi:10.7205/MILMED-D-12-00507
57. KNAPIK, Joseph J., Katy L. REYNOLDS a Everett HARMAN, 2004. Soldier Load Carriage: Historical, Physiological, Biomechanical, and Medical Aspects. *Military Medicine* [online]. **169**(1), 45–56. ISSN 0026-4075, 1930-613X. Dostupné z: doi:10.7205/MILMED.169.1.45
58. KOO, Terry K. a Mae Y. LI, 2016. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine* [online]. **15**(2), 155–163. ISSN 15563707. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012
59. LAUGHLIN, Walter A., Joshua T. WEINHANDL, Tom W. KERNOSZEK, Stephen C. COBB, Kevin G. KEENAN a Kristian M. O’CONNOR, 2011. The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *Journal of Biomechanics* [online]. **44**(10), 1845–1851. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2011.04.010
60. LIAN, Østein B., Lars ENGBRETSSEN a Roald BAHR, 2005. Prevalence of Jumper’s Knee among Elite Athletes from Different Sports: A Cross-sectional Study. *The American*

- Journal of Sports Medicine* [online]. **33**(4), 561–567. ISSN 0363-5465, 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/0363546504270454
61. MANSFIELD, Paul Jackson a Donald A. NEUMANN, 2019. *Essentials of kinesiology for the physical therapist assistant*. Third edition. St Louis, Missouri: Elsevier. ISBN 978-0-323-54498-6.
  62. MATHESON, G.O., D.B. CLEMENT, D.C. MCKENZIE, J.E. TAUNTON, D.R. LLOYD-SMITH a J.G. MACINTYRE, 1987. Stress fractures in athletes: A study of 320 cases. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **15**(1), 46–58. ISSN 0363-5465, 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/036354658701500107
  63. MCNAIR, P. J., R. N. MARSHALL a J. A. MATHESON, 1990. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *The New Zealand Medical Journal*. **103**(901), 537–539. ISSN 0028-8446.
  64. MCNAIR, Peter J, Harry PRAPAVESSIS a Karen CALLENDER, 2000. Decreasing landing forces: effect of instruction. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **34**(4), 293–296. ISSN 0306-3674, 1473-0480. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.34.4.293
  65. MCNITT-GRAY, Jill L, Takashi YOKOI a Carl MILLWARD, 1994. Landing Strategies Used by Gymnasts on Different Surfaces. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. **10**(3), 237–252. ISSN 1065-8483, 1543-2688. Dostupné z: doi:10.1123/jab.10.3.237
  66. MCNITT-GRAY, Jill L., 1991. Kinematics and Impulse Characteristics of Drop Landings from Three Heights. *International Journal of Sport Biomechanics* [online]. **7**(2), 201–224. ISSN 0740-2082. Dostupné z: doi:10.1123/ijsb.7.2.201
  67. MELANSON, Scott W. and Victoria L. SHUMAN, 2023. Acute ankle sprain. *StatPearls – NCBI Bookshelf*. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK459212/>
  68. MILGROM, C, M GILADI, M STEIN, H KASHTAN, Jy MARGULIES, R CHISIN, R STEINBERG a Z AHARONSON, 1985. Stress fractures in military recruits. A prospective study showing an unusually high incidence. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* [online]. **67-B**(5), 732–735. ISSN 0301-620X, 2044-5377. Dostupné z: doi:10.1302/0301-620X.67B5.4055871
  69. MINISTERSTVO OBRANY, 2024. Armáda České republiky. Dostupné z: <https://acr.army.cz/>

70. MOLLOY, Joseph M, Timothy L PENDERGRASS, Ian E LEE, Michelle C CHERVAK, Keith G HAURET a Daniel I RHON, 2020. Musculoskeletal Injuries and United States Army Readiness Part I: Overview of Injuries and their Strategic Impact. *Military Medicine* [online]. **185**(9–10), e1461–e1471. ISSN 0026-4075, 1930-613X. Dostupné z: doi:10.1093/milmed/usaa027
71. MOUSTRIDI, Evgenia, Konstantinos RISVAS a Konstantinos MOUSTAKAS, 2023. Predictive simulation of single-leg landing scenarios for ACL injury risk factors evaluation. *PLOS ONE* [online]. **18**(3), e0282186. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0282186
72. MUESKE, Nicole M., Curtis D. VANDENBERG, J. Lee PACE, Mia J. KATZEL, Tracy L. ZASLOW, Ricardo A. PADILLA a Tishya A.L. WREN, 2018. Comparison of drop jump landing biomechanics and asymmetry among adolescents with hamstring, patellar and quadriceps tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. *The Knee* [online]. **25**(6), 1065–1073. ISSN 09680160. Dostupné z: doi:10.1016/j.knee.2018.09.005
73. MUHAMMAD, Lutfiyya N., 2023. Guidelines for repeated measures statistical analysis approaches with basic science research considerations. *Journal of Clinical Investigation* [online]. **133**(11), e171058. ISSN 1558-8238. Dostupné z: doi:10.1172/JCI171058
74. NAGANO, Yasuharu, Hirofumi IDA, Masami AKAI a Toru FUKUBAYASHI, 2009. Biomechanical characteristics of the knee joint in female athletes during tasks associated with anterior cruciate ligament injury. *The Knee* [online]. **16**(2), 153–158. ISSN 09680160. Dostupné z: doi:10.1016/j.knee.2008.10.012
75. NIU, Wenxin, Lejun WANG, Chenghua JIANG a Ming ZHANG, 2018. Effect of Dropping Height on the Forces of Lower Extremity Joints and Muscles during Landing: A Musculoskeletal Modeling. *Journal of Healthcare Engineering* [online]. **2018**, 1–8. ISSN 2040-2295, 2040-2309. Dostupné z: doi:10.1155/2018/2632603
76. NIU, Wenxin, Tienan FENG, Chenghua JIANG a Ming ZHANG, 2014. Peak Vertical Ground Reaction Force during Two-Leg Landing: A Systematic Review and Mathematical Modeling. *BioMed Research International* [online]. **2014**, 1–10. ISSN 2314-6133, 2314-6141. Dostupné z: doi:10.1155/2014/126860

77. NORDIN, Andrew D. a Janet S. DUFEK, 2017. Lower extremity variability changes with drop-landing height manipulations. *Research in Sports Medicine* [online]. **25**(2), 144–155. ISSN 1543-8627, 1543-8635. Dostupné z: doi:10.1080/15438627.2017.1282353
78. OLIVER, G. D., A. STONE, J. BOOKER a H. PLUMMER, 2011. A Kinematic and Kinetic Analysis of Drop Landings in Military Boots. *Journal of the Royal Army Medical Corps* [online]. **157**(3), 218–221. ISSN 0035-8665, 2052-0468. Dostupné z: doi:10.1136/jramc-157-03-04
79. OWENS, Brett D., Sally B. MOUNTCASTLE, Warren R. DUNN, Thomas M. DEBERARDINO a Dean C. TAYLOR, 2007. Incidence of Anterior Cruciate Ligament Injury among Active Duty U.S. Military Servicemen and Servicewomen. *Military Medicine* [online]. **172**(1), 90–91. ISSN 0026-4075, 1930-613X. Dostupné z: doi:10.7205/MILMED.172.1.90
80. PARSONS, Joanne L, Stephanie E COEN a Sheree BEKKER, 2021. Anterior cruciate ligament injury: towards a gendered environmental approach. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **55**(17), 984–990. ISSN 0306-3674, 1473-0480. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2020-103173
81. PEDLEY, Jason S., Rhodri S. LLOYD, Paul READ, Isabel S. MOORE a Jon L. OLIVER, 2017. Drop Jump: A Technical Model for Scientific Application. *Strength & Conditioning Journal* [online]. **39**(5), 36–44. ISSN 1524-1602. Dostupné z: doi:10.1519/SSC.0000000000000331
82. PILANTHANANOND, Metaneeya, Kittichai THARAWADEEPIMUK, Vitoon SAENGSIRISUWAN a Weerawat LIMROONGREUNGRAT, 2023. Muscle Activation and Ground Reaction Force between Single-Leg Drop Landing and Jump Landing among Young Females during Weight-Acceptance Phase. *Sports* [online]. **11**(9), 185. ISSN 2075-4663. Dostupné z: doi:10.3390/sports11090185
83. PODRAZA, Jeffery T. a Scott C. WHITE, 2010. Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: Implications for the non-contact mechanism of ACL injury. *The Knee* [online]. **17**(4), 291–295. ISSN 09680160. Dostupné z: doi:10.1016/j.knee.2010.02.013



84. PRENTICE, William, 2024. *Rehabilitation Techniques for Sports Medicine and Athletic Training* [online]. 7. vyd. New York: Routledge [vid. 2024-07-01]. ISBN 978-1-00-352630-8. Dostupné z: doi:10.4324/9781003526308
85. PRODRAMOS, Chadwick C., Yung HAN, Julie ROGOWSKI, Brian JOYCE a Kelvin SHI, 2007. A Meta-analysis of the Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears as a Function of Gender, Sport, and a Knee Injury–Reduction Regimen. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* [online]. **23**(12), 1320-1325.e6. ISSN 07498063. Dostupné z: doi:10.1016/j.arthro.2007.07.003
86. RICHARDS, Jim, 2008. *Biomechanics in clinic and research: an interactive teaching and learning course*. Edinburgh ; New York: Churchill Livingstone/Elsevier. ISBN 978-0-443-10170-0.
87. ROBERTS, Thomas J. a Nicolai KONOW, 2013. How Tendons Buffer Energy Dissipation by Muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. **41**(4), 186–193. ISSN 0091-6331. Dostupné z: doi:10.1097/JES.0b013e3182a4e6d5
88. ROMANI, William. Stress Fractures. *Journal of Athletic Training* [online]. 2000/Apr-Jun, vol. 35, no. 2, s. 225-226. ISSN 10626050.
89. SANTANA, Javier A., Ahmed MABROUK and Andrew L. SHERMAN, 2023. Jumpers knee. *StatPearls – NCBI Bookshelf* [online]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532969/>
90. SAUNDERS, Nathan W., Nicholas HANSON, Panos KOUTAKIS, Ajit M. CHAUDHARI a Steven T. DEVOR, 2014. Landing ground reaction forces in figure skaters and non-skaters. *Journal of Sports Sciences* [online]. **32**(11), 1042–1049. ISSN 0264-0414, 1466-447X. Dostupné z: doi:10.1080/02640414.2013.877593
91. SEEGMILLER, Jeff G a Steven T MCCAWE, 2003. Ground Reaction Forces Among Gymnasts and Recreational Athletes in Drop Landings.
92. SELL, Timothy C., Yungchien CHU, John P. ABT, Takashi NAGAI, Jennifer DELUZIO, Mark A. MCGRAIL, Russell S. ROWE a Scott M. LEPHART, 2010. Minimal Additional Weight of Combat Equipment Alters Air Assault Soldiers' Landing Biomechanics. *Military Medicine* [online]. **175**(1), 41–47. ISSN 0026-4075, 1930-613X. Dostupné z: doi:10.7205/MILMED-D-09-00066

93. SEYMORE, Kayla D., AuraLea C. FAIN, Nicholas J. LOBB a Tyler N. BROWN, 2019. Sex and limb impact biomechanics associated with risk of injury during drop landing with body borne load. *PLOS ONE* [online]. **14**(2), e0211129. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0211129
94. SIMPSON, Jeffrey D., Hunter DEBUSK, Christopher HILL, Adam KNIGHT a Harish CHANDER, 2018. The role of military footwear and workload on ground reaction forces during a simulated lateral ankle sprain mechanism. *The Foot* [online]. **34**, 53–57. ISSN 09582592. Dostupné z: doi:10.1016/j.foot.2017.11.010
95. SOURYAL, Tarek O. a Tandy R. FREEMAN, 1993. Intercondylar notch size and anterior cruciate ligament injuries in athletes: A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **21**(4), 535–539. ISSN 0363-5465, 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/036354659302100410
96. STANNARD, Joanne a L FORTINGTON, 2021. Musculoskeletal injury in military Special Operations Forces: a systematic review. *BMJ Military Health* [online]. **167**(4), 255–265. ISSN 2633-3767, 2633-3775. Dostupné z: doi:10.1136/bmjmilitary-2020-001692
97. STENSRUD, Silje, Grethe MYKLEBUST, Eirik KRISTIANSLUND, Roald BAHR a Tron KROSSHAUG, 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* [online]. **45**(7), 589–595. ISSN 0306-3674, 1473-0480. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.2010.078287
98. TAANILA, Henri, Jaana SUNI, Harri PIHLAJAMÄKI, Ville M MATTILA, Olli OHRANKÄMMEN, Petteri VUORINEN a Jari PARKKARI, 2009. Musculoskeletal disorders in physically active conscripts: a one-year follow-up study in the Finnish Defence Forces. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. **10**(1), 89. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/1471-2474-10-89
99. TÁLLAY, András, Akos KYNSBURG, Szabolcs TÓTH, Péter SZENDI, Attila PAVLIK, Endre BALOGH, Tamás HALASI a István BERKES, 2004. [Prevalence of patellofemoral pain syndrome. Evaluation of the role of biomechanical malalignments and the role of sport activity]. *Orvosi Hetilap*. **145**(41), 2093–2101. ISSN 0030-6002.
100. TAUBE, W., C. LEUKEL, B. LAUBER a A. GOLLHOFER, 2011. The drop height determines neuromuscular adaptations and changes in jump performance in stretch-

- shortening cycle training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. **22**(5), 671–683. ISSN 0905-7188, 1600-0838. Dostupné z: doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01293.x
101. TAUNTON, J E, M B RYAN, D B CLEMENT, D C MCKENZIE, D R LLOYD-SMITH a B D ZUMBO, 2002. A retrospective case-control analysis of running injuries. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **36**(2), 95–101. ISSN 0306-3674, 1473-0480. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.36.2.95
102. TEYHEN, Deydre S., Scott W. SHAFFER, Robert J. BUTLER, Stephen L. GOFFAR, Kyle B. KIESEL, Daniel I. RHON, Jared N. WILLIAMSON a Phillip J. PLISKY, 2015. What Risk Factors Are Associated With Musculoskeletal Injury in US Army Rangers? A Prospective Prognostic Study. *Clinical Orthopaedics & Related Research* [online]. **473**(9), 2948–2958. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1007/s11999-015-4342-6
103. TEYHEN, Deydre S., Stephen L. GOFFAR, Scott W. SHAFFER, Kyle KIESEL, Robert J. BUTLER, Ann-Maree TEDALDI, Jennifer C. PRYE, Daniel I. RHON a Phillip J. PLISKY, 2018. Incidence of Musculoskeletal Injury in US Army Unit Types: A Prospective Cohort Study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **48**(10), 749–757. ISSN 0190-6011, 1938-1344. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2018.7979
104. THE DROP JUMP TEST, 2022. Drop Jump test for assessing plyometric skills and foot loading. *Moticon* [online]. Dostupné z: <https://moticon.com/the-drop-jump-test-relevance-application-and-tips-for-athletic-training>
105. THOMEÉ, Roland, Jesper AUGUSTSSON a Jon KARLSSON, 1999. Patellofemoral Pain Syndrome: A Review of Current Issues. *Sports Medicine* [online]. **28**(4), 245–262. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-199928040-00003
106. TIBESKU, C O a H H PÄSSLER, 2005. Jumper's knee - eine Übersicht. *Sportverletzung · Sportschaden* [online]. **19**(02), 63–71. ISSN 0932-0555, 1439-1236. Dostupné z: doi:10.1055/s-2005-858141
107. TRAMMELL, Amy P., Ahmed NAHIAN a Holly PILSON, 2023. Anatomy, bony pelvis and lower limb: tensor fasciae latae muscle. *StatPearls – NCBI Bookshelf* [online]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499870/>
108. U.S. DEPARTMENT OF THE ARMY, 2017. Foot marches. *Army techniques publication*. Dostupné z: <https://irp.fas.org/doddir/army/atp3-21-18.pdf>

109. VAN DER WORP, Henk, Mathijs VAN ARK, Saskia ROERINK, Gert-Jan PEPPING, Inge VAN DEN AKKER-SCHEEK a Johannes ZWERVER, 2011. Risk factors for patellar tendinopathy: a systematic review of the literature. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **45**(5), 446–452. ISSN 0306-3674, 1473-0480. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.2011.084079
110. VAUDREUIL, Nicholas J., Benjamin B. ROTHRAUFF, Darren DE SA a Volker MUSAHL, 2019. The Pivot Shift: Current Experimental Methodology and Clinical Utility for Anterior Cruciate Ligament Rupture and Associated Injury. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine* [online]. **12**(1), 41–49. ISSN 1935-9748. Dostupné z: doi:10.1007/s12178-019-09529-7
111. VERNIBA, Dmitry, Jason D. VESCOVI, David A. HOOD a William H. GAGE, 2017. The analysis of knee joint loading during drop landing from different heights and under different instruction sets in healthy males. *Sports Medicine - Open* [online]. **3**(1), 6. ISSN 2199-1170, 2198-9761. Dostupné z: doi:10.1186/s40798-016-0072-x
112. WANG, He a Scott DUEBALL, 2017. The Effect of Drop-Landing Height on Tibia Bone Strain. *Journal of Biomedical Science and Engineering* [online]. **10**(01), 10–20. ISSN 1937-6871, 1937-688X. Dostupné z: doi:10.4236/jbise.2017.101002
113. WIKSTROM, Erik A., Mark D. TILLMAN, Kai J. KLINE a Paul A. BORSA, 2006. Gender and Limb Differences in Dynamic Postural Stability During Landing: *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. **16**(4), 311–315. ISSN 1050-642X. Dostupné z: doi:10.1097/00042752-200607000-00005
114. WILDER, Janaya N., Emily R. RIGGINS, Rachell A. NOBLE, Colin M. LELITO, Tricia L. WIDENHOEFER a Thomas G. ALMONROEDER, 2021. The effects of drop vertical jump technique on landing and jumping kinetics and jump performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **56**, 102504. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2020.102504
115. WINIARSKI, Sławomir a Alicja RUTKOWSKA-KUCHARSKA, 2009. Estimated ground reaction force in normal and pathological gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. **11**(1), 53–60. ISSN 1509-409X.
116. WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2022. *Musculoskeletal health* [online]. Dostupné z: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions>

117. YEOW, Chen Hua, Peter Vee Sin LEE a James Cho Hong GOH, 2011. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human Movement Science* [online]. **30**(3), 624–635. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2010.11.010
118. YEUNG, M S, K M CHAN, C H SO a W Y YUAN, 1994. An epidemiological survey on ankle sprain. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **28**(2), 112–116. ISSN 0306-3674, 1473-0480. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.28.2.112
119. YU, Bing, Donald T. KIRKENDALL a William E. GARRETT, 2002. Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes: Anatomy, Physiology, and Motor Control: *Sports Medicine and Arthroscopy Review* [online]. **10**(1), 58–68. ISSN 1062-8592. Dostupné z: doi:10.1097/00132585-200210010-00009
120. ZADPOOR, Amir Abbas a Ali Asadi NIKOOYAN, 2011. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review. *Clinical Biomechanics* [online]. **26**(1), 23–28. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.08.005
121. ZHANG, Song-Ning, Barry T. BATES and Janet S. DUFEK, 2000. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. **32**(4), 812–819. Available at: doi:10.1097/00005768-200004000-00014

## Seznam grafické dokumentace

### Obrázky

Obrázek 1 Organizační struktura AČR (upraveno podle Ministerstvo obrany, 2024)....	14
Obrázek 2 Fáze dopadu z výšky (The Drop Jump Test, 2022).....	26
Obrázek 3 Kinetický průběh dopadu (HAWKIN METRIC DATABASE, 2024).....	26
Obrázek 4 Znázornění průběhu měkkého a tuhého dopadu (Davita a Skelly, 1992) .....	29
Obrázek 6 Grafické znázornění průběhu měření .....	36
Obrázek 5 Siloměrné desky .....	37
Obrázek 7 Účastník výzkumu.....	38
Obrázek 8 Balistická vesta + helma.....	38

### Tabulky

Tabulka 1 Charakteristika výzkumného souboru.....	35
Tabulka 2 Výsledky Shapiro-Wilk testu .....	40
Tabulka 3 ICC (3,1) .....	41
Tabulka 4 Variační koeficient .....	42
Tabulka 5 Deskriptivní statistika – pvGRF (N) .....	43
Tabulka 6 ANOVA (pvGRF).....	44
Tabulka 7 Post hoc test – PNZ (pvGRF) .....	45
Tabulka 8 Post hoc test – výška (pvGRF).....	46
Tabulka 9 Post-hoc test – zátěž * výška (pvGRF) .....	47
Tabulka 10 Deskriptivní statistika – tpvGRF (ms).....	48
Tabulka 11 ANOVA (tpvGRF).....	49
Tabulka 12 Post hoc test – PNZ (tpvGRF) .....	49
Tabulka 13 Post hoc test – výška (tpvGRF).....	51
Tabulka 14 Post-hoc test – zátěž * výška (tpvGRF).....	51

### Grafy

Graf 1 ICC (3,1).....	41
Graf 2 Variační koeficient.....	42
Graf 3 Zobrazení rozdělení dat pvGRF .....	43
Graf 4 Vliv PNZ na pvGRF .....	45
Graf 5 Vliv výšky na pvGRF .....	46
Graf 6 Kombinace vlivu výšky a PNZ na pvGRF .....	47

Graf 7 Zobrazení rozdělení dat tpvGRF .....	48
Graf 8 Vliv PNZ na tpvGRF .....	50
Graf 9 Vliv výšky na tpvGRF .....	51
Graf 10 Kombinace vlivu výšky a PNZ na tpvGRF .....	52

### **Přílohy**

Příloha 1 Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS.....	I
Příloha 2 Informovaný souhlas .....	IV

# Přílohy

## Příloha 1 Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešlavín

### 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 – Vešlavín 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-týdenním „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 běžně 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 seznámovací 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 umístěny 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 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). 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 spolurešitel.

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 úložištích 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 pořízení anonymizovány začištěním obličejů 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

Povinností 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:** Předsdkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová


Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 281/2023

dne: 18. 2. 2023

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi 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 předsdkyně EK UK FTVS

## Příloha 2 Informovaný souhlas

UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešslavín

### 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 biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí/účastí 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, José Martího 269/31 162 52 - Praha 6 – Vešslavín 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 denzity 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 intervencí a po zkrácení skupin proběhne zbylých 24 před a po intervencí:  
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 zkrácení 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  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

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 a testování izokinetické síly (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 „měkče“ 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 hypertenzi, 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 závěru. 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 předěšlých 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.

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 pořízeny fotografie. Vybrané fotografie budou do 1 dne od pořízení anonymizovány začerněním obličejů 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 a spoluřešitel. 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.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Mgr. Vladan Oláh

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Mgr. Daniel Omčirk Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. **Potvrzuji, že mám platnou zdravotní prohlídku s hodnocením stupně A (nejvyšší stupeň zdravotní prohlídky v Armádě České republiky).** Byl jsem poučen o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu. Dále potvrzuji, že mi byl předán jeden originál vyhotovení tohoto informovaného souhlasu.

Místo, datum .....

Jméno a příjmení účastníka .....Podpis: .....