

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Analýza pohybu dolních končetin při sportovním  
pohybu člověka – dřep**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.**

Vypracoval:

**Bc. Pavel Varga**

Praha, srpen 2017

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval samostatně pod odborným vedením Ing. Miloslava Vilímka, Ph.D., a že jsem uvedl 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 diplomanta

## 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**

Na prvním místě bych poděkoval Ing. Miloslavu Vilímkovi, Ph.D., za odborný přístup a cenné rady při realizaci mé diplomové práce. Poděkování dále patří doc. PaedDr. Karlu Jelenovi, CSc. a odborným pracovníkům laboratoře BEZ, kteří mi pomáhali s měřeními. Za aktivní a ochotný přístup při měřeními děkuji všem členům výzkumného souboru.

## **ABSTRAKT**

**Název:** Analýza pohybu dolních končetin při sportovním pohybu člověka – dřep

**Cíle:** Cílem práce bude s pomocí kinematické analýzy porovnat dřep bez zátěže a s externí zátěží u skupiny osob, které se tímto pohybem věnují pod odborným vedením a mají s ním zkušenost s osobami běžné populace. Dalším cílem bude porovnat tento pohyb u mužů a žen běžné populace. V teoretické části je hlavním cílem popsat základní charakteristiku dřepu, shromáždit kineziologické a biomechanické poznatky a popsat rizika tohoto pohybu na pohybový aparát. Experimentální část bude zaměřena na pozorování stanovených kinematických parametrů dřepu a jejich porovnávání u zmíněného souboru osob. Výsledky práce by měly objasnit možné nežádoucí účinky dřepu.

**Metody:** Kinematická analýza bude zajištěna pomocí přístrojového vybavení Qualisys, které umožňuje pomocí infračervených kamer přesně zaznamenávat a dále zpracovávat pohybový úkon, prostřednictvím pasivních či aktivních reflexních markerů. Data z přístroje budou zpracována v softwaru Microsoft Office Excel a dále statisticky hodnocena.

**Výsledky:** Z výsledků vyplývá, že mezi skupinami mužů, které se aktivně věnují dřepu pod odborným vedením a skupinou mužů běžné populace jsou výrazné odchylky v provádění pohybu. Nicméně tato skutečnost nebyla statisticky prokázána kvůli limitům práce. Při porovnávání mužů a žen běžné populace jsou tyto odchylky vidět také, protože měření muži provádějí pohybový úkon o něco lépe a s menšími odchylkami v pohybu, než ženy. Vzhledem k limitům práce a skutečnosti, že pohybový projev dřepu mužů běžné populace nebyl ideální (v porovnání se skupinou osob se zkušeností správného provedení dřepu), nebyla tato skutečnost statisticky prokázána. Pro analýzu dat byl použit F-test (test rozdílu dvou rozptylů) s použitím F kritické hodnoty, která testuje nulové hypotézy na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

**Klíčová slova:** dřep, dolní končetiny, sportovní pohyb, kinematická analýza, Qualisys, fyzioterapie, rehabilitace, kineziologie, biomechanika

## **ABSTRACT**

**Title:** Motion analysis of lower extremity during squatting

**Aims:** The aim of the thesis is to compare the squat without and with external load in a group of people who work under professional guidance and have experience with this movement, contrary to the people of the common population. Another objective will be the comparison this movement among men and women of the common population. In the theoretical part, the main objective is to describe the basic characteristic of the squat, describe the kinesiological and biomechanical findings and the risks of this movement on the locomotive apparatus. The experimental part will focus on the observation of the determined kinematic parameters of squats and their comparison in the mentioned set of persons. The results of the work should clarify the possible side effects of the squat.

**Methods:** Kinematic analysis will be performed using Qualisys instrumentation. Infrared cameras accurately record and further perform a motion action through passive or active reflection markers. Data from the device will be processed in Microsoft Office Excel software and further evaluated statistically.

**Results:** The results show that there are significant variations in the performance of the movement among groups of men actively engaged in squats under professional guidance and a group of men of the general population. However, this fact has not been statistically proven due to work limits. When comparing the men and women of ordinary populations, these deviations can also be seen because men do a little better and with less variations in movement than women. Due to the limitations of work and the fact that the physical manifestation of the squat of men of the ordinary population was not ideal (compared to a group of people with the experience of correct squatting), this fact was not statistically proven. For the data analysis, the F-test was used (the scatter difference test) using the F critical value, which tests the zero hypothesis at a statistical significance level  $p < 0.05$ .

**Key words:** squats, lower limbs, sports movement, kinematic analysis, Qualisys, physiotherapy, rehabilitation, kinesiology, biomechanics

# Obsah

1. Úvod.....	10
2. Teoretická východiska .....	12
2.1 Dřep (Squat).....	12
2.1.1 Základní charakteristika dřepu.....	12
2.1.2 Druhy dřepů .....	14
2.2 Technika provedení dřepu .....	14
2.2.1 Výchozí postavení pro provedení dřepu s činkou.....	14
2.2.2 Umístění externí zátěže.....	15
2.2.3 Umístění chodidel .....	15
2.2.4 Fáze dřepu.....	16
2.2.5 Intenzita zatížení .....	17
2.2.6 Rychlost pohybu .....	18
2.2.7 Hloubka dřepu.....	18
2.3 Kinematika dřepu.....	19
2.3.1 Hlezenní kloub .....	19
2.3.2 Kolenní kloub .....	20
2.3.3 Kyčelní kloub.....	20
2.3.4 Kinematika jednotlivých kloubů při dřepu .....	21
2.4. Kinematická analýza dřepu.....	22
2.5. Vliv dřepu na pohybový aparát.....	22
2.5.1 Kineziologie a biomechanika hlezenního kloubu .....	22
2.5.2 Kineziologie a biomechanika kolenního kloubu .....	24
2.5.3 Kineziologie a biomechanika kyčelního kloubu.....	25
2.5.4 Rizika poranění při provádění dřepu .....	26
2.5.5 Efektivita tréninku silových schopností.....	27
3. Cíle práce a hypotézy.....	29

3.1 Cíle práce .....	29
3.2 Výzkumné otázky a hypotézy .....	29
4. Metodika práce .....	31
4.1 Sběr dat .....	31
4.2 Obecná charakteristika výzkumu .....	31
4.3 Popis výzkumného souboru .....	32
4.4 Použité metody vlastního měření .....	33
4.4.1 Anamnéza a kineziologické vyšetření pohybového aparátu probandů .....	33
4.4.2 Kinematická analýza dřepu .....	33
4.5 Analýza dat .....	36
4.5.1 Sledované parametry kinematické analýzy .....	36
4.5.2 Export a úprava dat v softwaru Qualisys Track Manager .....	37
4.5.3 Statistické zpracování dat .....	37
4.6 Rozsah platnosti .....	38
5. Výsledky práce .....	39
5.1 Výsledky k hypotézám .....	39
5.1.1 Výsledek k hypotéze $H_{01}$ .....	40
5.1.2 Výsledek k hypotéze $H_{02}$ .....	45
5.1.3 Celkové zhodnocení hypotéz $H_{01}$ a $H_{02}$ .....	50
5.1.4 Výsledek k hypotéze $H_{03}$ .....	51
5.1.5 Výsledek k hypotéze $H_{04}$ .....	56
5.1.6 Celkové zhodnocení hypotéz $H_{03}$ a $H_{04}$ .....	61
6. Diskuse .....	62
6.1 Diskuse k hypotézám $H_{01}$ až $H_{04}$ .....	64
7. Závěr .....	71
Seznam použité literatury .....	73
Seznam příloh .....	78

## Seznam použitých zkratek

1RM	one repetiton maximum
3D	trojrozměrný
ACL	ligamentum cruciatum anterius
atd.	a tak dále
BEZ	Laboratoř pro Biomechaniku Extrémní Zátěže
cm	centimetr
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
EMG	elektromyografie
FTVS UK	Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy
kg	kilogram
m.	musculus
mm	milimetr
mm.	musculi
např.	například
PCL	ligamentum cruciatum posterius
tzn.	to znamená
tzv.	takzvané

# 1. Úvod

Dřep je komplexní pohyb, který je součástí aktivit všedního života (chůze, chůze do schodů či ze schodů, atd.). Jedná se o pohyb, při kterém lze při správném provádění vycvičit hned několik svalových skupin v jediném pohybu. Proto jej lze využít jako terapeutický prostředek pro obnovu funkce dolních končetin, k udržení funkční nezávislosti v rehabilitaci či posílení a koordinaci ve sportovním odvětví. Významnou roli hraje také jako diagnostický nástroj a je předmětem velkého množství biomechanických a jiných studií a výzkumů.

Dynamické cvičení dřepu je nedílnou součástí silových a kondičních programů pro mnoho sportů, které vyžadují vysokou úroveň silových schopností a výkonu. Mezi tyto sporty patří například fotbal, běhy, skoky do dálky a o tyči, výkonnostní posilování a olympijské vzpírání.

Tento komplexní pohyb byl klasifikován jako cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci. Správně provedený dřep zvyšuje atletický výkon a minimalizuje potenciální úrazy. Ovšem pro správné provedení dřepu je nezbytná znalost biomechaniky dolních končetin. Těto znalosti by měli využívat terapeuti, trenéři, lékaři sportovní medicíny, výzkumní pracovníci, ale i sportovci samotní.

Dřepu je v současné době věnována velká pozornost, jak v široké veřejnosti, tak v mnoha zahraničních biomechanických studiích a výzkumech. Tyto studie nastiňují činnost širokého spektra modifikovaných podmínek pro dřep, pro zjištění konkrétních, předem stanovených cílů. Přesto se sportovci či nezkušení jedinci pouští do tohoto komplexního a složitého pohybu s naložením externí zátěže, aniž by prošli odbornou přípravou, jak dřep dělat. To může mít za následek zabudování špatného pohybového stereotypu dřepu, se kterým souvisí přetížení pohybového aparátu dolních končetin a možnost vzniku úrazů.

Cílem této práce je popsat základní kineziologické a biomechanické poznatky české a zahraniční literatury, popsat základní kinematické parametry, které se hodnotí při diagnostice a měření dřepu, a dále popsat vliv na pohybový systém. Poznatky, které jsou součástí této práce, se mohou stát zdrojem informací pro osoby, které se chtějí věnovat dřepu, nebo sportovcům, kteří tento pohyb aplikují do svých sportovních aktivit pro budování silové zdatnosti a kondice. Práce se může stát jakýmsi

„návodem“, jak dobře pochopit své tělo, a tím snížit incidenci rizik úrazu pohybového aparátu, jaké špatně provedený dřep bohužel přináší.

Mezi další úkoly této práce patří za použití kamer moderní kinematické analýzy popsat základní parametry, které se při diagnostice dřepu hodnotí, a dále popsat, jak se hodnoty těchto parametrů změní v porovnání dřepu bez zátěže a s externí zátěží, tedy se vzpěračskou tyčí s váhovými kotouči. Tyto parametry se zhodnotí u mužů běžné populace v porovnání s osobami, které mají s tímto pohybem zkušenosti a jsou pod neustálým odborným vedením trenéra, který zajišťuje správnost provádění cviku. Poté se parametry zhodnotí v rámci skupiny běžné populace mezi muži a ženami. Cílem je ozřejmit, jaký mají tyto kinematické parametry vliv na muskulo-skeletární aparát.

Kinematická analýza je zcela neinvazivní metoda, která snímá a dále hodnotí pohyb objektu v prostoru. Je vhodné ji zařadit jako součást klinického vyšetření, protože umožňuje kvantifikovat a objektivně hodnotit jednotlivé odchylky, které vyšetřující osoba není schopna běžným okem zachytit, a přitom by si zasloužily větší pozornost právě pro eliminaci těchto odchylek. Zajisté by velmi dobře posloužila i neustále se rozvíjejícímu oboru fyzioterapie.

## 2. Teoretická východiska

### 2.1 Dřep (Squat)

#### 2.1.1 Základní charakteristika dřepu

Dynamický dřep (squat) je v klinické praxi běžně používaný jako rehabilitační cvičení i diagnostická technika. Je jedním z mála cviků, při kterých jsou pacienti či sportovci schopni vycvičit hned několik svalových skupin v jediném pohybu. Účelem dřepu je účelně vycvičit svaly v oblasti kolenních a kyčelních kloubů a také rozvíjet sílu v oblasti zad a přední části trupu. Využití síly v těchto oblastech má široké uplatnění v základních dovednostech ve sportovním odvětví, ale i v činnostech každodenního života. Silné a stabilní kolenní klouby jsou pro sportovce a pacienty nesmírně důležité, proto je pochopení biomechaniky a kinematiky pro terapeutu, trenéry, ale také pro pacienty a sportovce velmi důležité jak pro zvýšení kvality života, tak pro specifická sportovní odvětví (Gullet, 2009). Tento komplexní pohyb také velice dobře působí na kardiovaskulární systém a dále zvyšuje objem plic (Delavier, 2007).

Při efektivně prováděném dřepu se společně primárně zapojují m. quadriceps femoris, hamstringy (m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus) a m. gluteus maximus. Sekundárně se dřepu účastní také m. triceps surae, který stabilizuje hlezenní a kolenní kloub svou dvoukloubovou funkcí, vzpřimovače páteře a m. obliquus abdominis externus, který zajišťuje posturální funkci při zvýšených nárocích na stabilizaci trupu a pánve, a adduktory kyčelního kloubu, plnicí funkci stabilizace kyčelního kloubu (Travell, Simons, 1999; Wallace, 2002; Puleo, 2014).

Většina aktivit běžného denního života (chůze, chůze do a ze schodů) vyžaduje synchronní koaktivaci výše uvedených svalových skupin. V rehabilitační intervenci se dřep cvičí nejčastěji do 60° flexe kolenního kloubu při léčbě patelofemorální bolesti. Zde je cílem posílit jeho extenzory a minimalizovat kompresní síly. Nadměrná zátěž kloubu během dřepu je spojena s degradací chrupavek, osteoartritidou, chondromalácií a patelofemorální bolestí. Napětí v patelofemorálním kloubu je definováno jako součet sil působících na kloub dělené styčnou plochou mezi kloubními plochami pately a stehenní kostí. Reakční síla je relativně minimální, zvyšuje se při postupné flexi. Pokud přidáme externí odpor, zvýší se síla a napětí během prováděného dřepu (Wallace, 2002). Dřep se využívá jak pro trénink, tak k vyhodnocení pohybové způsobilosti jedince. Při tomto úkonu není potřeba žádného specializovaného vybavení, prostor

pro provádění pohybu je relativně malý a vhodnou úpravou intenzity a dávkování lze cvičit hned několik svalových skupin i kloubů (Almosnino, 2013).

Z pohledu vývojové kineziologie je dřep ve vývoji dítěte důležitým mezičlánkem mezi ležením po čtyřech a vertikalizací do stoje, který je předpokladem pro rozvoj chůze. Dítě za vzpřímeného kleku unožuje jednou dolní končetinou, kterou se dostává do opory o chodidlo. Poté se vzpřimuje oporou o dlaně do opory obou chodidel. A poté již nastává fáze samotného dřepu a samotný stoj. Tento pohybový projev se u dítěte začíná objevovat již v 8. a na začátku 9. měsíce (Kolář, 2009).

V rámci cvičebních programů je účelové cvičení dřepů dobré pro zachování fyzických funkcí u starších osob. Při provádění dřepu je důležité zvážit velikost odporu s ohledem na zacílení: nezávislost starších osob, zlepšení sportovních výkonů či rehabilitace zranění. Mezi důležité prvky nezávislosti patří chůze, sezení a vstávání ze židle, chůze do schodů a ze schodů. O těchto činnostech existují komplexní biomechanické informace. Varianta dřepu, která je vhodná pro seniory, je dřep s dosednutím na židli. Ten se provádí flexí kyčelního a kolenního kloubu a dorziflexí hlezenního kloubu na stabilní povrch (např. krabice, lavice či židle) s následným vstáváním do vzpřímené polohy. Obě aktivity vyžadují koordinaci svalstva kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu a zahrnují střídání koncentrické a excentrické aktivity těchto svalových skupin. V domácím prostředí není zapotřebí speciálního zařízení a pro modifikaci cviku lze použít různý odpor. Při dřepu na židli zajišťuje sedadlo zvýšenou bezpečnost v případě, kdy nemůže být cvik dokončen (únava, ztráta rovnováhy (Flanagan, 2003)).

Při cvičení dřepů je produktivní využití vhodné obuvi, zejména pokud jde o sportovní výkon, při kterém se navíc zvedá externí zátěž. Cvičení dřepů s činkou je velmi oblíbené pro rozvoj síly dolní části trupového svalstva u rekreačních i vrcholových sportovců. Jsou při něm zatěžovány kolenní i kyčelní klouby a dolní část zad. Pokud není zajištěna správná technika, např. dostatečná mobilita v oblasti kotníků, může dojít ke zvýšení smykové složky síly v oblasti bederní páteře. Pro vzpírání je vhodná obuv s nestlačitelnou plochou podrážkou a vyvýšenou patou. Taková konstrukce boty brání ohybu a torzi kotníku, čímž je zajištěna jeho stabilita. Vyvýšená pata zajišťuje dosažení optimální pozice pro dřep tím, že drží páteř ve svislé poloze, a tím potenciálně omezuje smykové pohyby v oblasti bederní páteře. V praxi však sportovci, kteří cvičí tento odporový trénink, používají spíše standartní sportovní nebo

běžecskou obuv, která nesplňuje výše uvedené parametry. V takovém případě může dojít k nesprávnému provádění techniky a zranění (Whitting, 2013).

### **2.1.2 Druhy dřepů**

Existuje několik druhů technik dřepů. Back Squat neboli „zadní dřep“ je jedním ze základních cvičení předepsaných pro vývoj síly dolní části těla. Údajně zlepšuje sportovní výkon, a proto bývá zahrnován do výcvikových programů (Deforest, 2014). Dřep s činkou, která je uložena vzadu nad akromionem je nejbezpečnější variací dřepu při silovém tréninku, a proto by měl být prováděn jako první před jakýmkoli jiným druhem dřepu (Harman, 2000). Z těchto důvodů byl tento druh dřepu vybrán do měření v praktické části této diplomové práce.

Front squat („přední dřep“) se liší od „zadního dřepu“ umístěním osy přes přední deltové svaly v oblasti přední části hrudníku a klíční kosti, kdy flektované lokty drží osu podhmatem v 90° flexi ramenního kloubu. Zadní dřepy zvyšují kompresní síly v kolenním kloubu více než dřepy s umístěním zátěže vpředu, proto mohou být přední dřepy vhodnější pro osoby s problémy kolenních kloubů (Gullet, 2009).

V poslední době byl navržen Rear-Leg Elevated Split Squats: „dřep při zanožené dolní končetině položené na stoličku“, kdy je kladena menší zátěž na zanoženou dolní končetinu, důraz je kladen na stojnou dolní končetinu a svalové stabilizátory kyčelního kloubu. Split Squat: „dřep s jednou nohou vykročenou vpřed“, kdy se váha přenáší na vykročenou nohu (Deforest, 2014).

Existují samozřejmě další druhy technik dřepu. Jednoduché modifikace dřepu, jako např. nastavení postoje o šíři ramen či různé postavení chodidel může pozitivně ovlivnit výcvik muskulo-skeletárního aparátu člověka. Zapotřebí je také zvážit vhodnou intenzitu a dávkování cvičení (Almosnino, 2013).

## **2.2 Technika provedení dřepu**

### **2.2.1 Výchozí postavení pro provedení dřepu s činkou**

Cvičenec umístí nohy na šířku ramen s mírně vytočenými prsty zevně. Hrudník drží ve zpevněném postavení vpředu a udržuje aktivní zpevnění břišního svalstva. (Harman, 2000). Pro zajištění nitrohrudního tlaku a zabránění pádu vpřed je potřeba

hlubokého nádechu. Mírnou anteverzí pánve se docílí lehkého prohnutí bederní páteře dopředu (Delavier, 2007). Hlava směřuje vpřed, aby se zabránilo nadměrné flexi v oblasti bederní části páteře (Donnelly, 2006).

Cvičenec z tohoto postavení uchopí vzpěračskou tyč za přílnavou rukojeť. Postaví se pod tyč zády a umístí si ji do vyvážené polohy na horní část zad a ramen v místě zadního deltového svalu nad akromionem scapulae. Dvě osoby, které pomáhají cvičenci se vzpěračskou tyčí, pomáhají sundat tyč z podpěr a jistí cvičence, který udělá dva kroky vzad. Zmíněné držení těla cvičenec dále udržuje (Harman, 2000). Technika dřepu a umístění vzpěračské tyče je vidět v příloze č. 7 na obrázku č. 2.

### **2.2.2 Umístění externí zátěže**

Externí zátěž při dřepu může být umístěna v různých pozicích. Zadní dřepy s umístěním osy na ramenou v oblasti trapézových svalů, mírně nad zadní částí deltových svalů, pod úrovní akromionu nebo nad úrovní akromionu (Gullett, 2009). Pro zvýšení náročnosti se zátěž klade na oblast trapézových a zároveň deltových svalů, tzv. vzpěračský styl (Delavier, 2007).

### **2.2.3 Umístění chodidel**

Chodidla by měla být postavena na šířku ramenních kloubů, přičemž jsou vytočena špičkami do mírného zevního postavení.

Bylo dokázáno, že umístění nohou má značný vliv na kinematiku dřepu. Ke zvýšení patelofemorální a tibiofemorální síly o 15 % dochází u lidí s širokým postojem dřepu (cca o 30% větší než na šířku ramen) než u lidí s úzkým postojem dřepu (cca o 30% menší než na šířku ramen (Escamilla, 2001)).

Mimo jiné bylo zjištěno, že při sestupné fázi dřepu při vysokém úhlu kolenní flexe, jsou generovány větší tlakové síly než při vzestupné fázi. Zatímco při sestupné fázi do nižšího úhlu flexe kolenního kloubu jsou generovány nižší tlakové síly a vyšší tlakové síly jsou generovány při vzestupné fázi. To naznačuje, že úzký postoj může být vhodnější než široký postoj, pokud chceme minimalizovat tlakové síly v kolenním kloubu. Nicméně úzký postoj má za následek, že se koleno dostává více dopředu, přibližně o 4-6 cm ve srovnání s průměrným nebo širokým postojem. Tím dochází

ke zvýšení smykových sil v kolenním kloubu. Proto je širší postoj vhodnější pro jedince, kde je potřeba tyto smykové síly minimalizovat (Escamilla, 2001).

Širší postoj dřepu je určen spíše pro osoby, které chtějí silový vývoj adduktorů a extenzorů kyčelních kloubů, a má za následek, že kolenní kloub jde méně dopředu, čímž se snižují smykové síly (Markolf, 1995). Užší postoj je naproti tomu cílen spíše na vývoj lýtkových svalů a pomáhá minimalizovat patelofemorální a tibiofemorální kompresi (Escamilla, 2001).

Vliv otočení nohou, tedy rotace tibie během dřepu, nebyl ve studiích příliš prokázán. Extrémní rotace tibie může měnit směr pately, která by měla jít směrem k prstům během sestupné fáze dřepu a může způsobit nežádoucí valgózní či varózní momenty v kolenním kloubu. Je tedy třeba dbát na pozici nohou, aby nebyla přehnaná vnitřní nebo zevní rotace (Markolf, 1995).

Je vhodné se řídit tím, kam míří chodidla při chůzi a tomu individuálně uzpůsobit umístění a vytočení chodidel. Míří-li například chodidla při chůzi dopředu, bude vhodnější při dřepu směřovat chodidla také více rovnoběžně. V každém případě je vhodné brát v potaz tělesnou stavbu, a aby chodidla poskytovala přirozený pohyb kolenních kloubů (Delavier, 2007).

Chodidla by měla být ve výchozí pozici umístěna v pohodlném postoji. Nohy jsou vytočeny zevně přibližně o 7°, což je dobrá pozice pro správnou trajektorii patel ve směru prstů nohou. Pokud dochází ke zvedání pat ze země, je zapotřebí zajistit zlepšení flexibility talokrurálních a subtalárních kloubů. Pokud je to nutné, je vhodné pro podporu stability dát pod paty desku, či jiný plochý předmět (Bell, 2008).

## **2.2.4 Fáze dřepu**

### ***2.2.4.1 Negativní (sestupná, excentrická) fáze dřepu***

Pohyb směrem dolů začíná vysazením pánve, kyčelní klouby s pánví se pohybují do flexe směrem dozadu. Kolenní klouby postupně klesají do flexe. Trup by měl být zpevněný symetrickou aktivitou břišního a zádového svalstva. Pohyb je pomalý a připomíná dosedání na židli. Negativní fáze dřepu končí, když se stehna dostanou do rovnoběžné polohy s podlahou.

Cvičící jde maximálně do pozice, než začne zvedat paty, ohýbat a „kroutit se“ v trupu (Harman, 2000).

V průběhu sestupné fáze se zvyšují smykové síly v kolenním kloubu. Dřep by proto měl být prováděn tak, aby se zabránilo nadměrnému translačnímu pohybu při sestupu. Neměl by však být proveden tak, aby zajistil nevýhodnou pozici pánve a bederní páteře a nedocházelo ke zvýšení smykových sil v bederní páteři. Pro redukcii tibiofemorálního a patellofemorálního momentu by měl cvičenec do dřepu sedat, tedy pánev by měla jít dozadu a bránit tím nadměrnému předsunu kolenních kloubů vpřed. Během pohybu by nemělo docházet k valgózním či varózním pohybům v kolenním kloubu (Escamilla, 2001).

#### ***2.2.4.2 Pozitivní (vzestupná, koncentrická) fáze dřepu***

Koncentrická fáze dřepu navazuje na fázi excentrickou. Z polohy, kdy má cvičenec stehna rovnoběžně s podlahou, se extenzí kolenních a kyčelních kloubů dostává do popsaneho výchozího postavení.

Nemělo by dojít k úplnému propnutí kolen, kdy by měla být udržována aktivita stehenních svalů a nedochází k nárazu do pasivních struktur kolenního kloubu.

Na konci sestupné fáze nese cvičenec vzpěračskou tyč dopředu, kde mu ji dvě osoby pomáhají sundat zpět na stojan (Harman, 2000).

#### **2.2.5 Intenzita zatížení**

Intenzita zátěže se stanovuje dynamickým měřením, kde zjišťujeme u daného jedince jeho maximum, které se rovná 1RM (repetition maximum), což znamená velikost síly, kterou můžeme aplikovat pouze jednou. Z této výchozí hodnoty se poté nastaví potřebná intenzita zatížení pro daný počet opakování, které lze najít v tabulkách (Máček, 2011).

Dřepy lze provádět bez zátěže, tedy pouze s vahou vlastního těla nebo s externím zatížením. Se zvětšujícím zatížením se zvyšují síly v tibiofemorálním skloubení. Dále se také zvyšuje komprese a smykové zatížení v kolenním kloubu (Sahli, 2008).

Výrazný vliv má vysoké externí zatížení také na kinetiku a kinematiku páteře. Se zvyšující intenzitou zatížení lineárně vzrůstá komprese míchy a narůstá míra hyperextenze bederní páteře jako kompenzační opatření ke stabilizaci těla před pádem vpřed (Walsh, 2007). Výraznou chybou při cvičení dřepu je nadměrná flexe v oblasti bederní páteře. Dochází potom k poranění v této oblasti, v horším případě k výhřezu meziobratlové ploténky a nepříznivým symptomům, které jsou s výhřezem ploténky spojeny (Delavier, 2007). I přesto, že tato diplomová práce není zaměřená na sledování kinematiky páteře, je tato poznámka velice důležitá.

### **2.2.6 Rychlost pohybu**

Bylo zjištěno, že čím rychlejší pohyb subjekt vykonává, tím se zvyšuje anteroposteriorní a mediolaterální smyková síla v kolenním kloubu. To samozřejmě umocňuje velikost externí zátěže, kterou subjekt nese. Také nelze zanedbat nesporný vliv únavy, která navyšuje všechny složky kloubní síly, zejména anterioposteriorní (Hattin, 1989). Nevhodné je i „pohupování“ na konci sestupné fáze pohybu, které tyto síly navyšuje o dalších 33% (Donnelly, 2006).

Rychlost pohybu významně zvyšuje kompresní a smykové síly (Behm, 1993). Vyšší rychlost pohybu je vhodná a přínosná ve sportovním odvětví. Avšak pomalejší rytmus je vhodný u osob, kde je potřeba zajistit nižší smykové a kompresní síly v kolenním kloubu. Proto je zde třeba volit kompromis mezi výkonem a možností zranění. Jedná se zejména o sestupnou fázi pohybu, kde rychlý sestup může způsobit přesah maximálních společných sil působících na kolenní kloub. V opačném případě nekontrolovaný pohyb může vést ke kontaktu hamstringů a lýtkových svalů, který může mít za následek vymknutí kolenních vazů. Sestupná fáze by měla být vždy provedená kontrolovaným způsobem a trvat aspoň 2-3 sekundy (Donnelly, 2006).

### **2.2.7 Hloubka dřepu**

Hloubka dřepu by měla být volena v souladu s cíli a schopnostmi jedince. Osoby s postižením patelofemorálního kloubu by se měly vyhnout dřepům s vysokým úhlem flexe, protože vrcholové tlakové síly v patelofemorálním skloubení se vyskytují právě ve vyšších stupních flexe kolenního kloubu. Lidé s rekonstrukcí PCL (ligamentum

cruciatum posterius) by měli flexi omezit na rozmezí 50-60°, aby minimalizovali posteriorní smykové zatížení (Donnelly, 2006).

Pro sportovce se zdravými koleny se doporučuje provádět spíše paralelní než hluboké dřepy. Paralelní dřep je docílen, když se stehno dostane do rovnoběžné polohy s podlahou a kolenní kloub dosáhne flexe cca 100°. Při hlubokém dřepu se může zvýšit riziko poranění menisků a křížových vazů, což může mít za následek zhoršenou stabilitu kolenního kloubu (Escamilla, 2001).

Tlakové síly postupně vzrůstají s flexí kolenního kloubu a zejména při širším postavení chodidel od sebe. Nárůst tlakových sil je o 15% vyšší při širším postoji v porovnání s užším postojem (Escamilla, 2001).

## **2.3 Kinematika dřepu**

Pochopení kinematiky a biomechaniky celého pohybového cyklu dřepu má velký význam pro dosažení optimálního svalového rozvoje dolních končetin, ale také pro snížení incidence zranění, které s cvičením dřepu souvisejí.

### **2.3.1 Hlezenní kloub**

Hlezenní kloub je tvořen talokrurálním kloubem, kde artikulují distální částí tibie a fibuly, které se spojují s talem (hlezenní kostí) a subtalární kloub, spojující spodní stranu talu a horní plochu calcanea (patní kosti). Pohyby, které se v kloubu uskutečňují, jsou plantární flexe/dorzální flexe a everze/inverze.

Talokrurální kloub během výkonu dřepu umožňuje artikulaci fibuly a talu, a tím usnadňuje pohyb (Signorile, 1995). Rozsah pohybu talokrurálního kloubu je 20-30° do dorziflexe a 50° do plantární flexe a přibližně 5° pro inverzi i pro everzi (bez souhybu přední části chodidla).

Hlezenní kloub je zesílen systémem postranních vazů. Vnitřní postranní vaz (ligamentum collaterale mediale) je pevný vaz zajišťující mediální stabilitu hlezenního kloubu a zevní postranní vaz (ligamentum collaterale laterale), oproti vnitřnímu slabší, který zajišťuje laterální stabilitu hlezenního kloubu. Vaz bývá proto velmi často inverzním mechanismem distorze poraněn.

### 2.3.2 Kolenní kloub

Komplex kolenního kloubu se skládá z tibiofemorálního kloubu, kde spolu artikulují femur a tibia. Proximální část femuru je tvořena dvěma kondyly, které tvoří hlavici. Kloubní jamka je zajištěna plochou tibie. Mezi tibií a femurem se nachází dva menisky (mediální a laterální), které slouží k rozložení tlaku v místě jejich kontaktu. Kloub provádí pohyb v sagitální rovině od 0 do cca 120-140° flexe (Véle, 2006). Při paralelním dřepu se kolenní kloub pohybuje do flexe cca 100-110°. Tibiofemorální skloub je artikulačním spojením femuru a tibie. Kloub také v malém množství provádí axiální rotaci, která je důležitá pro dynamiku kolenního kloubu. Tento pohyb probíhá tak, že během flexe kolene se femur otáčí laterálně a během extenze mediálně vůči holenní kosti, což má za následek přesun centra okamžitého otáčení během dřepu.

Další součástí kolenního kloubu je patellofemorální kloub, který umožňuje klouzavý pohyb pately po povrchu femuru během extenze kolenního kloubu, tím je mechanicky zajištěna větší silová páka a sníženo opotřebení m. quadriceps femoris, patelární šlachy a prostoru mezi kondyly (fossa intercondylaris). Součástí kolenního kloubu je dále tibiofibulární kloub, kde spolu artikulují tibia a fibula.

Pro podporu bezpečného pohybu je v kolenním kloubu uloženo několik vazů a chrupavek, které plní funkci statických stabilizátorů. Za nejdůležitější stabilizační spoj se považuje ACL (ligamentum cruciatum anterius), který zabraňuje přední tibiální translaci v kolenním kloubu ve vyšších stupních flexe, rovněž omezuje vnitřní/zevní rotaci a valgozní/varózní pohyb v kolenním kloubu. Naproti ACL je uložen zadní křížový vaz PCL, který plní funkci zamezení zadní tibiální translace (Li, 2004). Mediální a laterální kolaterální vazy zajišťují koleno ve frontální rovině proti varozitě či valgozitě.

### 2.3.3 Kyčelní kloub

Jedná se o kulový kloub, který spojuje femur s acetabulem kyčelní kosti. Jde o největší kloub lidského těla. Tento kloub má volnou pohyblivost ve všech třech rovinách pohybu a je tak nejvíce pohyblivým kloubem dolní končetiny. Zajišťuje flexi a extenzi v sagitální rovině, abdukci a addukci ve frontální rovině, zevní a vnitřní rotaci, horizontální abdukci a addukci v transverzální rovině. Rozmezí pohybu kyčelního

kloubu při dřepu je cca 95-122° flexe (Hemmerich, 2006). Kyčelní kloub je stabilizován velmi pevnými vazy ligamentum pubofemorale, iliofemorale, ischiofemorale.

Kyčelní kloub má při dřepu velmi úzký vztah k pohybu trupu, pánve a bederní páteře. Mobilita kyčelního kloubu je pro správné provedení dřepu nesmírně důležitá, zejména ve vyšších stupních flexe kyčelního kloubu. Usilováním o zvýšení flexe kyčelního kloubu pomocí pohybu pánve vzad během sestupné fáze může být nežádoucí kvůli zvýšení tlakových sil v bederní páteři. Ke zvýšení mobility kyčelního kloubu a docílení lepší kvality dřepu, je vhodný trénink flexibility, specifický pro muskulaturu kyčelního kloubu (Signorile, 1995)

Prováděním hlubokých dřepů si mohou sportovci zlepšovat flexibilitu kyčelního kloubu. Během dřepu se zvyšuje moment otáčení ve spojení s nárůstem flexe kyčelního kloubu, který má výrazný vliv na síly v kloubu (Nagura, 2002).

#### **2.3.4 Kinematika jednotlivých kloubů při dřepu**

V hlezenním kloubu během výkonu pohybového cyklu zajišťuje talokrurální kloub dorziflexi během sestupné fáze dřepu a během vzestupné fáze se kloub dostává zpět do neutrálního postavení. Primární funkcí subtalárního kloubu je zjišťovat posturální stabilitu a limitovat inverzi a everzi nohy.

Obecně platí, že při excentrické fázi dřepu dochází k flexi kolenního kloubu a při koncentrické fázi naopak k jeho flexi. Kolenní kloub zmenšuje zatížení, které je kladeno na celou dolní končetinu, a zajišťuje stabilitu během pohybového cyklu dřepu.

Při excentrické fázi dřepu dochází k flexi a abdukci kyčelního kloubu a při koncentrické fázi sledujeme naopak k extenzi a addukci.

Pánev při vykonávání dřepu slouží spíše jako funkční jednotka pro spojení páteře s dolními končetinami a převádí zátěž mezi nimi. Má zajišťovat pevnost a stabilitu pro páteř. Lehkou antevertzi pánve se docílí mírného prohnutí bederní páteře dopředu.

## **2.4. Kinematická analýza dřepu**

Jde o analýzu pohybové činnosti, při které se kvalitativně popisuje a hodnotí pohyb, kdy záleží na odbornosti, zkušenostech a znalostech vyšetřující osoby a přináší velké množství poznatků o pohybu. Pokud chceme znát přesnou velikost výstupních veličin, použijeme pro analýzu pohybu kvantitativní metodu měření. Výstupem měření jsou potom číselné hodnoty. Pro tyto hodnoty je pak velmi důležitá minimalizace chyb (Janura, Zahálka, 2004).

Mezi další kinematické metody vyšetření patří goniometrie, která sleduje velikost úhlových změn a určuje vzájemnou polohu segmentů v rovině či prostoru. Akcelerometrie pak měří zrychlení pomocí akcelerometru. Dále stroboskopie, elektromagnetické metody, systémy s využitím akustických senzorů, optoelektrické systémy a kinematografické vyšetřovací metody. Kinematografická metoda funguje na principu snímání segmentů těla pomocí reflexních značek (markerů) umístěných na antropometrických bodech těla v prostoru pomocí souřadnicového systému (Janura, Zahálka, 2004).

Mezi kinematický analyzátor řadíme například zařízení Qualisys s příslušným softwarovým vybavením. Metoda kinematické analýzy Qualisys je použita v této diplomové práci, proto se jí dále zabývám v kapitole č. 4 Metodika práce.

## **2.5. Vliv dřepu na pohybový aparát**

### **2.5.1 Kineziologie a biomechanika hlezenního kloubu**

Svaly mm. gastrocnemii a m. soleus, které jsou součástí m. triceps surae, zajišťují dynamickou pohyblivost hlezenního kloubu během dřepu. Během dorziflexe kloubu provádí excentrickou kontrakci a naopak koncentrickou kontrakci během plantární flexe (Potvin, 1991; Signorile, 1995). Model jednotlivých svalů dolní končetiny je vidět v příloze č. 7 na obrázku č. 3.

Mediální hlava m. gastrocnemius působí zejména jako dynamický stabilizátor kolenního kloubu a během pohybu pomáhá vyrovnávat valgózní momenty kolenního kloubu a limituje posteriorní translační pohyb tibie (Bell, 2008). M. gastrocnemius vykazuje pouze mírnou úroveň aktivace, která se zvyšuje a vrcholí s flexí kolenního

kloubu a snižuje se s extenzí kolene (Donnelly, 2006). M. soleus je čistý plantární flexor, který proximálně začíná na tibia a fibule a distálně se upíná na kosti patní.

M. gastrocnemius je dvoukloubový sval, který má za funkci plantární flexi a zároveň pomáhá flexi kolenního kloubu. Vzhledem k této dvojité roli provádí m. gastrocnemius během dřepu většinou izometrickou práci s malou nebo žádnou změnou svalového vlákna. Tento sval úzce spolupracuje s m. tibialis anterior během excentrické fáze a tím zajišťuje stabilitu hlezenního kloubu (Dionisio, 2008).

Maximální aktivita lýtkového svalu se objevuje v rozmezí 60 a 90° flexe kolenního kloubu. Vzhledem k funkci svalu se předpokládá, že excentricky kontroluje dorziflexi v hlezenním kloubu při sestupu a koncentricky plantární flexi v hlezenním kloubu. Jedná se však o dvoukloubový sval, tudíž se jeho délka v průběhu dřepu příliš nemění. Zkracuje se v kolenním a prodlužuje v hlezenním kloubu při sestupné fázi. Naopak je tomu při vzestupné fázi (Isear, 1997).

Pokud jsou tyto svaly hlezenního kloubu oslabeny, může dojít k poruše pohybového stereotypu během dřepu. Nedostatečná síla v mediální hlavě m. gastrocnemius, m. tibialis anterior a m. tibialis posterior snižuje schopnost jedince udržet kolenní kloub ve středním postavení a dostává se do valgózního postavení, noha se dostává do pronace a dochází k nadměrnému mediálnímu posunu kolenního kloubu (Bell, 2008).

Pro provedení dřepu je zapotřebí dostatečná pohyblivost hlezenního kloubu, který zároveň zajišťuje dostatečnou kontrolu pohybu při sestupné i vzestupné fázi dřepu. Nedostatečná pružnost hlezenních kloubů může vést ke společným kompenzačním momentům kolenních kloubů, kyčelních kloubů a páteře, které mohou potenciálně způsobit zranění při přikládání externí zátěže. Bylo prokázáno, že plochonoží během dřepu výrazně zvyšuje nároky na ACL kolenního kloubu. Dostatečný úhel dorziflexe 38,5-44° je potřebný k udržení pat na podložce (Toutoungi, 2000).

Valgozita kolenního kloubu zvyšuje riziko poranění ACL kolenního kloubu, zejména v kombinaci s vnitřní rotací tibie (Markolf, 1990).

## 2.5.2 Kineziologie a biomechanika kolenního kloubu

Svalem, který je primárně zapojen při pohybovém úkonu dřepu, je m. quadriceps femoris. Sval se skládá z několika hlav: m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. vastus intermedius a m. rectus femoris. Tyto svaly provádějí koncentrickou kontrakci během extenze kolene, tedy během vzestupné fáze dřepu a excentrickou kontrakci během flexe kolene, tedy sestupné fáze dřepu. Hamstringy (m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus) jsou uloženy na zadní straně stehna a technicky jde o antagonisty kvadricepsu. Pokud jde o pohyb v uzavřeném kinematickém řetězci, tedy dřep, tak se hamstringy chovají paradoxně a zapojují se synchronně s kvadricepsem. Tento jev se nazývá Lombard paradox (Travell, Simons, 1999). Tento paradox zajišťuje zvýšenou integritu kolenního kloubu při dřepu, protože pomáhá neutralizovat anteriorní smykové zatížení, které vyvíjí kvadriceps mezi femurem a tibií a tím zmírnit napětí ACL (Escamilla, 2001).

Je důležité si uvědomit, že patelární vaz má maximální pevnost v tahu přibližně 10 000 až 15 000 N, proto je velmi dobře uzpůsoben zvládnout velkou zátěž (Donnelly, 2006). Při měření tibiofemorální komprese byly zaznamenány při zvedání 2,5 násobku tělesné váhy, což činilo dohromady 250 kg. Píky 8000 N byly zaznamenány při 130° flexe kolenního kloubu (Nagura, 2002). Síla patelární šlachy klesala na 2000 N při 30° při vzestupné fázi. Šlacha kvadricepsu, která se připojuje do patelárního vazy, má signifikantně ještě větší sílu než patelární vaz (Donnelly, 2006). Pravděpodobnost překročení prahu je tedy velmi malá. Maximální kontrakce m. quadriceps femoris dokáže vyvinout sílu v rozsahu 2000 – 8000 N v závislosti na úhlu flexe kolenního kloubu (Donnelly, 2006).

Se zvyšujícím se úhlem flexe kolenního kloubu se zvyšuje i tzv. tibiofemorální komprese a také smyková, patelofemorální komprese. V kvadricepsu a hamstringech se zvyšuje svalová síla, která kontrakcí těchto svalů poskytuje kloubu ochrannou funkci (Nagura, 2002). Konkrétně hamstringy vyvíjí sílu na tibií tím, že ji vytahují posteriorně a tím tlumí přední tibiální translaci a protichůdné smykové zatížení (Hemmerich, 2006). Některé studie varují před výkonem hlubokých dřepů, protože uvádějí potenciálně zvýšené riziko poranění měkkých tkáňových struktur v kolenním kloubu při vysoké flexi kolene (Kellis, 2005).

Vývoj m. quadriceps femoris je maximální v paralelním dřepu. Další činnosti ve vyšší flexi kolenního kloubu již vývoj tohoto svalu nepodporuje. Moment otáčení

kyčelního kloubu se zvyšuje s hloubkou dřepu, to znamená, že plné dřepy jsou vhodné pro osoby, které potřebují cvičením zajistit sílu svalstva kyčelního kloubu (Watkins, 1999).

Mm. vasti lateralis a medialis produkují o 40-50% vyšší aktivitu ve srovnání s m. rectus femoris. Důvodem může být dvoukloubová funkce těchto svalů, jako flexory kyčelního a extenzor kolenního kloubu (Wretenberg, 1996).

Aktivita hamstringů je nejvyšší během koncentrické fáze dřepu. Jelikož se jedná o dvoukloubové svaly, je obtížné určit, zda svaly působí excentricky během sestupu a koncentricky během výstupu, jak se obecně předpokládá. Pravdou je, že ve skutečnosti pracují téměř izometricky během obou fází, protože současně dochází k jejich zkrácení v kolenním kloubu a prodloužení v kyčelním kloubu při sestupu a při vzestupu naopak (Isear, 1997).

### **2.5.3 Kineziologie a biomechanika kyčelního kloubu**

Primárními svaly, které se účastní dřepu, jsou m. gluteus maximus a hamstringy. M. gluteus maximus je silný extenzor kyčelního kloubu. Při sestupné fázi dřepu provádí kontrolovanou excentrickou kontrakci a během fáze výstupu provádí koncentrickou kontrakci pro překonání zevního odporu. Během dřepu hraje tento sval významnou roli při stabilizaci pánevního pletence a kolenního kloubu vzhledem k jeho připojení k iliotibiálnímu traktu.

Silové rameno m. gluteus maximus vykazuje nejnižších hodnot v 90° flexe kyčelního kloubu, což naznačuje sníženou kapacitu k vytváření momentu otáčení v tomto rozsahu. Tento paradox je zřejmě způsoben optimálním poměrem síly a délky v m. gluteus maximus. Nevýhodou délky ramene je náročné udržení délky sarkomer, které jsou pro produkci síly důležité (Escamilla, 2001). Aktivace m. gluteus maximus je velmi ovlivněna hloubkou dřepu. S hloubkou dřepu jeho aktivita postupně vzrůstá. Nejvyšších hodnot nabývá při plném (hlubokém) dřepu (Caterisano, 2002).

Aktivita hamstringů podle naměřených hodnot EMG je v porovnání s m. gluteus maximus poloviční, což je v souladu s dvoukloubovou funkcí těchto svalů (Markolf, 1990), které kromě funkce extenze kyčelního kloubu, fungují také jako flexory kolenního kloubu. Délka těchto svalů během pohybového cyklu zůstává téměř

konstantní, což umožňuje poměrně konzistentní silový výkon. Byla zjištěna vyšší aktivita hamstringů uložených laterálně než mediálních.

#### **2.5.4 Rizika poranění při provádění dřepu**

Nadměrná zátěž kloubů dolních končetin během dřepu je spojená s degradací chrupavek - osteochondritidou, osteoartritidou a chondromalácií pately. Tyto diagnózy jsou potom příčinou patelofemorální dysfunkce a bolesti. Osoby s poruchami patelofemorálního kloubu by se měly vyhnout vysoké flexi kolenního kloubu. Ovšem provedení dřepu ve funkčním rozsahu flexe 0 až 50° kolenního kloubu může být pro pacienty s tímto onemocněním vhodné, protože patelofemorální tlakové síly jsou v tomto rozmezí vyloučeny (Escamilla, 2001).

V kolenním kloubu může dojít k poškození ACL a PCL v důsledku nadměrného působení tibiofemorálních smykových sil. Mez pevnosti PCL je odhadován na 4000 N u mladých a aktivních lidí. Smykové síly působící na tento vaz vrcholí s maximálním ohnutím kolene při dřepu. Jedinci se zraněním nebo rekonstrukcí PCL by měli provádět dřep maximálně do 50-60° flexe kolenního kloubu, kdy se maximální posteriorní síly pohybují mezi 28 a 500 N. Ve větším rozsahu flexe se již takto postižený PCL cvičit nedoporučuje (50). Pevnost ACL se pohybuje mezi 1725 a 2160 N. Tyto meze zatížení jsou především dány tím, že plocha průřezu PCL je o 20-50% větší než plocha průřezu ACL (Harner, 1995). Mediální a kolaterální kolaterální vazy jsou ohroženy v případě zvolení abnormální hloubky dřepu při 130 – 150° flexe kolenního kloubu (Klein, 1961).

K poškození menisku a kloubních chrupavek dochází zejména nadměrným působením tibiofemorálních tlakových sil. Bohužel není známo, jak velká je tlaková síla, která působí škodlivě na menisky a chrupavky. Avšak toto zatížení chrupavek může vést k jejich degenerativním změnám. Nicméně bylo prokázáno, že jsou tlakové síly důležité pro stabilizaci kolenního kloubu, protože dávají odpor smykovým silám a translaci tibie vzhledem k femuru (Markolf, 1995). Též bylo zjištěno, že u lidí po menisectomii, je zvýšené napětí ACL v kolenním kloubu, jelikož je zvýšená volnost v anteroposteriorním směru (Beynon, 1997).

Patelární vaz spolu s patelární šlachou mají velmi vysokou mez pevnosti. Šlacha kvadricepsu připojující se do patelárního vazy má ještě daleko vyšší mez pevnosti. Důležitá je tedy maximální pevnost patelárního vazy 10 000 – 15 000. Aby nedošlo

k poškození či ruptuře vazů, není vhodné se v této mezi pohybovat či ji přesahovat. Neopomíjíme ale ani rychlost pohybu. Pokud bude pohyb proveden rychle a nekoordinovaně, nestačí materiál dostatečně „zrelaxovat“ a vyvolá napětí, které může způsobit poškození i při nižších hodnotách meze pevnosti (Donnelly, 2006).

Pro minimalizaci zranění sportovců je rozhodující stabilita kolenního kloubu. Vysoká míra stability je také důležitým faktorem při zvýšení výkonnosti, ale také podnětem pro cvičení stability kolenního kloubu při dřepu v rehabilitaci.

Při omezení dorzální flexe v hlezenním kloubu, např. při zkrácení m. triceps surae, dochází i k omezení pohybu kolenních kloubů vpřed. To je kompenzováno hlubokým předkláněním trupu, které nadměrně zatěžuje hýžd'ové svalstvo a vzpřimovače páteře. Nadměrná flexe způsobená omezenou hybností v hleznu způsobuje velké napětí v hamstringech, adduktorech (zejména m. adductor magnus) a m. gracilis, které může vést až k ruptuře těchto svalů (Delavier, 2007).

Dřepy by se neměly cvičit při únavě, která má na kinetiku i kinematiku dřepu nesporný vliv. Může změnit stereotyp pohybu a techniku dřepu, které mohou dále vést k mikrotraumatům až traumatům (Vakos, 1994). Dále způsobuje výrazné snížení proprioceptivního vnímání nejspíše kvůli snížené aktivitě svalových a kloubních proprioceptorů a dále vede ke snížení funkce mechanoreceptorů v ligamentech, což může v důsledku vést k nestabilitě kolenních kloubů (Lattanzio, 1997).

### **2.5.5 Efektivita tréninku silových schopností**

Budování síly je druhem cvičení, které se provádí proti odporu ve formě zátěže. Tělo nebo část těla se v tomto případě pohybuje proti zevní síle a tím dochází k nárůstu svalové síly nebo k tzv. hypertrofii svalu. Podmínkou pro tento nárůst je vyvolání opakovaného napětí v posilovaném svalu, které vyvolá funkční změny neuromuskulárního systému. Pro zvýšení efektu cvičení je důležité přizpůsobit danému jedinci velikost zátěže, počet opakování cviků a cviků v sérii, výběr vhodných cviků a také frekvenci tréninkové zátěže. Neodmyslitelnou částí efektivy cvičení je také vhodná délka odpočinku (Dovalil, 2002).

Podle cíle, kterého má být dosaženo, se sestavuje tréninkový program. Pro budování absolutní síly se vyvolává nejvyšší svalová tenze při statické činnosti

nebo se překonává nejvyšší možný odpor při dynamické svalové činnosti. Absolutní síla je základním faktorem pro rozvoj síly. Rychlostní a výbušná síla se uplatňuje aplikací rychle provedeného pohybu za účelem dosažení co nejvyšší svalové tenze a patří k nejtěžším úkolům tréninku. Tato technika se používá pro budování výkonu. Vyrvalostní síla se aplikuje pro schopnost provést více svalových kontrakcí za delší časový úsek (Dovalil, 2002).

### **3. Cíle práce a hypotézy**

#### **3.1 Cíle práce**

Cílem práce je s pomocí kinematické analýzy porovnat pohybový stereotyp při pohybovém úkonu dřepu bez zátěže a s externím zatížením u skupiny osob, které se tomuto pohybu věnují pod odborným vedením, a osob běžné populace. Pomocí tohoto biomechanického měření bude možné objektivizovat, jaký vliv má na muskulo-skeletární systém cvičení dřepu u osob běžné populace v porovnání s osobami, které cvičí dřep pod odborným vedením a tím objasnit možné nežádoucí účinky tohoto specifického sportovního pohybu.

#### **Dílčí cíle:**

1. Provedení kinematické analýzy dřepu bez zátěže a s externí zátěží.
2. Provedení kinematické analýzy jednotlivých parametrů dřepu
3. Analýza odlišností pohybu dolních končetin při dřepu bez zátěže a s externí zátěží u skupiny osob, které prošly odbornou přípravou, jak správně provádět dřep, a osob běžné populace.

#### **3.2 Výzkumné otázky a hypotézy**

##### **VÝZKUMNÉ OTÁZKY**

- Má provádění dřepu bez zátěže v porovnání s externí zátěží vliv na naměřené kinematické parametry dolních končetin?
- Budou se lišit naměřené kinematické parametry u mužů běžné populace a žen běžné populace v porovnání s osobami, které prošly odbornou přípravou, jak správně provádět dřep?
- Mohou mít získané kineziologické a anamnestické údaje vliv na naměřené kinematické parametry ve sledovaném souboru?

## **HYPOTÉZY**

H0<sub>1</sub> Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou ve sledovaném parametru: (jedná se o parametry a-e, specifikované níže).

H0<sub>2</sub> Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou ve sledovaném parametru: (jedná se o parametry a-e, specifikované níže).

H0<sub>3</sub> Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace ve sledovaném parametru: (jedná se o parametry a-e, specifikované níže).

H0<sub>4</sub> Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace ve sledovaném parametru: (jedná se o parametry a-e, specifikované níže).

### Sledované parametry:

- a) Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu
- b) Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu
- c) Docílení rovnoběžné polohy stehen s podlahou
- d) Vzdálenost kolenních kloubů od sebe
- e) Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů

## **4. Metodika práce**

### **4.1 Sběr dat**

Diplomová práce byla vytvořena v časovém období od dubna 2017 do srpna 2017. Na začátku dubna 2017 došlo k nastudování potřebných poznatků k provedení experimentu, výběru probandů a zařízení schválení tohoto projektu Etickou komisí.

Samotný experiment proběhl v dubnu 2017. Měření experimentu bylo provedeno v laboratoři BEZ (Laboratoř pro Biomechaniku Extrémní Zátěže) na FTVS UK (Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy) v Praze. Všechny přístroje potřebné k měření byly zdarma zapůjčeny fakultou a jejich obsluha byla zajištěna dohledem specialistů. Účast probandů byla dobrovolná, bez nároku na honorář.

Teoretická a metodologická část diplomové práce byla sepsána od dubna do května 2017.

V časovém období květen-červenec 2017 byla data zpracovávána v počítačovém softwaru systému Qualisys Track Manager a Bio Ware. Poté byla data statisticky zpracována v programu Microsoft Office Excel. V srpnu 2017 byla práce dokončena.

### **4.2 Obecná charakteristika výzkumu**

Záměrem diplomové práce je provést biomechanické měření pohybu dolních končetin při dřepu u osob, které se tomuto sportovnímu pohybu věnují a jsou zaučení, jak správně dřep provádět, a následně porovnat, jestli pohyb provádějí všichni probandi stejně. V průběhu měření provedl každý proband dřep bez zátěže, tedy pouze s hmotností vlastního těla, a poté s externí zátěží v podobě činky s přídatnými váhovými kotouči. Stejná metoda měření byla aplikována u druhé skupiny osob běžné populace (mužů a žen), která se dřepem nezabývá. Dalším úkolem bylo porovnání obou skupin probandů.

Měření bylo zaznamenáváno kamerovým systémem Qualisys a současně byly zaznamenávány reakční síly dolních končetin z dvou desek Kistler.

Pro uskutečnění samotného experimentu bylo zapotřebí kladné vyjádření Etické komise UK FTVS, které je přiloženo v příloze č. 1. Všichni probandi byli seznámeni

s měřením samotným a jeho průběhem. Probandi podepsali informovaný souhlas a poučení o měření s anonymním zpracováním dat (příloha č. 2).

Před experimentem byla probandům pomocí dotazníku (příloha č. 3) odebrána anamnestická data, která byla doplněna kineziologickým vyšetřením (příloha č. 4).

### **4.3 Popis výzkumného souboru**

Experimentu se zúčastnily 2 skupiny probandů. Před samotným experimentem probandi prošli anamnestickým a kineziologickým vyšetřením, dále byli seznámeni a poučení s měřením a jeho průběhem a podepsali informovaný souhlas.

První skupina (6 probandů – 6 mužů) byla ve věku 20-26 let (průměrný věk činil 24 let), která cvičí dřep při svém sportovním výkonu na profesionální úrovni a prošla odbornou přípravou, jak správně provádět dřep. Tato skupina byla vybrána ze sportovního oddělení TJ Bohemians Praha. Všichni probandi měli platnou prohlídku od sportovního lékaře. Do měření nebyly zahrnuty osoby s vážným onemocněním pohybového systému (vrozeným či získaným), zejména dolních končetin a páteře či výskytem vážných úrazů a operací dolních končetin, dále s poruchami srdečního rytmu a oběhovou či dechovou insuficiencí. Ohled byl brán na výšku a tělesnou hmotnost probandů a na frekvenci jejich tréninku. Průměrná výška probandů – 176 cm. Průměrná hmotnost probandů – 80 kg.

Druhá skupina se dělila na další dvě skupiny – muže a ženy běžné populace. Muži (7 probandů) ve věku 24-37 let (průměrný věk činil 31 let), průměrná výška mužů – 182 cm, průměrná hmotnost mužů – 82 kg. Ženy (7 probandů) ve věku 23-37 let (průměrný věk činil 32 let), průměrná výška žen – 169 cm, průměrná hmotnost žen – 75 kg. Tuto skupinu tvoří studenti z řad FTVS s platnou zdravotní prohlídkou sportovního lékaře. Z experimentu byly eliminovány osoby s výrazným onemocněním pohybového aparátu (vrozeným či získaným), zejména dolních končetin a páteře či výskytem vážných úrazů a operací dolních končetin, dále s poruchami srdečního rytmu a oběhovou či dechovou insuficiencí. Tyto osoby též neprovádějí na profesionální úrovni sportovní nebo jinou pohybovou činnost.

Probandi byli schopni samostatné chůze bez kompenzačních pomůcek a nesměli mít žádné zmíněné onemocnění pohybového aparátu, které by mohlo narušit stereotyp

dřepu a ohrozit bezpečnost měření. Měření proběhlo v nejnútnejším spodním prádle a sportovní obuvi.

## **4.4 Použité metody vlastního měření**

### **4.4.1 Anamnéza a kineziologické vyšetření pohybového aparátu probandů**

U vybraných probandů byly odebrány anamnestické údaje formou dotazníku. Následně byl proveden kineziologický rozbor. Úloha dotazníku spočívala v poskytnutí informací o zdravotním stavu probanda, stavu pohybového aparátu a o frekvenci sportovních aktivit jedince.

Kineziologický rozbor obsahoval vyšetření stoje a chůze, vyšetření stability stoje a chůze, palpaci reflexních změn v oblasti DKK, vyšetření aktivních a pasivních pohybů DKK, vyšetření svalové síly DKK, antropometrii DKK, dynamické vyšetření páteře, vyšetření zkrácených svalů DKK, vyšetření nejčastějších pohybových stereotypů DKK, vyšetření blokády, vyšetření kloubní hypermobility a svalových spazmů).

### **4.4.2 Kinematická analýza dřepu**

#### **4.4.2.1 *Qualisys a Kistler***

Vlastní biomechanické měření proběhlo za pomoci přístrojového zařízení Qualisys. Jde o systém využívající vysokofrekvenčních kamer, které slouží ke kinematické analýze pohybu ve 3D prostoru. Tento systém tvoří a poté analyzuje záznam pohybu měřeného objektu. Technologie Qualisys je velmi přesná. Kamery jsou umístěny v prostoru takovým způsobem, aby markery umístěné na sledovaném objektu byly vidět alespoň dvěma z nich. Pasivní markery, které snímaly jednotlivé kamery, byly ve tvaru seříznuté koule o průměru cca 12 mm vyrobené z polystyrenu a pokryté reflexní barvou odrážející infračervené záření kamer. Počítačový software (Qualisys Track Manager) je důležitý pro samotný záznam daného pohybu a dále pro výpočet základních kinematických veličin určeného pohybu (dráha, rychlost a úhlové charakteristiky, ale také další složité matematické operace). Data z 3D kinematické analýzy jednotlivých probandů, která jsme získali ve zmíněném softwaru, byla následně ve stejném softwaru zpracována a vyhodnocena.

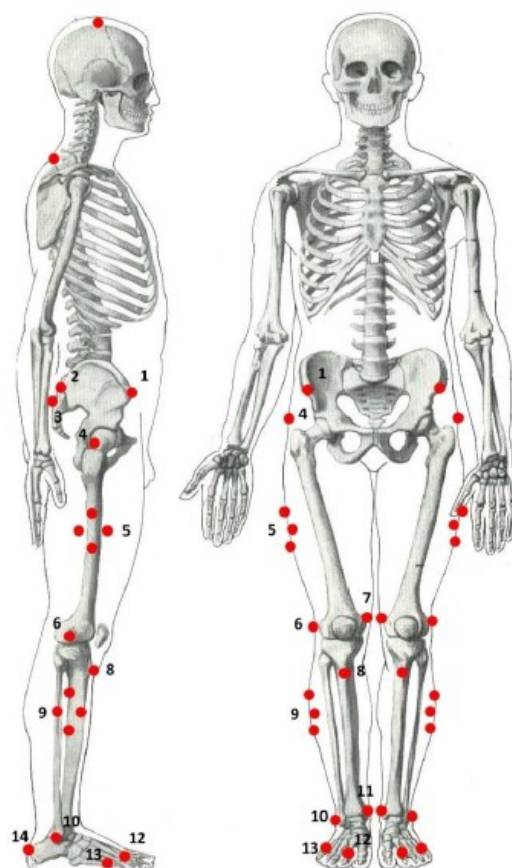
Pro určení jednotlivých složek reakčních sil plantární části nohy s podložkou byla využita silová deska Force Plate od firmy Kistler. K tomuto zařízení je dále určen počítačový software Bio Ware pro biomechanické účely. Pro tento experiment bylo využito celkem dvou desek, z nichž každá byla využita pro jednotlivé DK zvlášť. Desky byly v laboratorních podmínkách BEZ zabudovány do podlahy.

#### 4.4.2.2 Příprava probandů na kinematické vyšetření dřepu

Před vlastním experimentem byla potřeba na probandech vyhledat antropometrické body, které sloužily ke snímání jednotlivých segmentů těla, a tím dohromady utvořily v počítačovém softwaru sledovaný model lidského těla. Na zmíněné antropometrické body byl na kůži připevněn set markerů (viz. obrázek č. 1), který jednotlivé segmenty lidského těla určoval.

**Obrázek č. 1** Umístění setu markerů při měření dřepu

- 1 – spina iliaca anterior superior
- 2 – spina iliaca posterior superior
- 3 – os sacrum
- 4 – caput femoris (nad trochanter major)
- 5 – střední část na laterální straně stehna
- 6 – epicondylus lateralis femoris
- 7 – epicondylus medialis femoris
- 8 – tuberositas tibiae
- 9 – distální část na laterální straně bérce (zhruba  $\frac{1}{3}$ )
- 10 – maleolus lateralis
- 11 – maleolus medialis
- 12 – articulatio metatarsophalangea II. phalanx proximalis pedis
- 13 – articulatio metatarsophalangea V. phalanx proximalis pedis
- 14 – tuber calcanei



#### **4.4.2.3 Realizace experimentu**

V první řadě byly na jednotlivé probandy umístěny markery na předem určená anatomická místa. Markery byly přilepeny přímo na kůži.

V laboratoři BEZ UK FTVS byl na podlaze připraven souřadnicový systém pro snadnější identifikaci jednotlivých markerů na probandech v 3D prostoru při provádění pohybového úkonu – dřep. Tímto způsobem byly zobrazeny jednotlivé segmenty těla pomocí souřadnicových bodů, které byly dále využity k porovnání obou skupin probandů.

V průběhu měření provedl každý proband dřep bez zátěže, tedy pouze s hmotností vlastního těla, a poté s externí zátěží v podobě tyče o hmotnosti 20 kg s přídatnými váhovými kotouči. Kombinace vah jednotlivých kotoučů s přičtenou hodnotou váhy 20 kg tyče, odpovídala váze 70% z hodnoty jednoho opakovacího maxima = 1RM (repetition maximum) dřepu daného jedince. V příloze č. 6 jsou vypsány hodnoty intenzity zatížení jednotlivých probandů. Hodnota jednoho opakovacího maxima byla odhadnuta u každého jedince z jeho osobního maxima. Každý jednotlivý vzpěrač znal své 1RM. U osob běžné populace byla tato hodnota zjištěna odhadem za pomoci jištění dvou osob. Závaží o bezpečné hmotnosti zvedal jedinec do vyčerpání a z počtu opakování se z tabulky zpětně zjistilo 1RM. Tento postup byl zvolen proto, aby byla u jednotlivých probandů zajištěna co nejpodobnější intenzita zátěže. Jde o zatížení, které zvládne každý dospělý a zdravý jedinec běžné populace, a přitom předpokládám, že se projeví variabilita měření ve sledovaných kinematických parametrech. Tyč s přídatnými váhovými kotouči byla umístěna na trapézovém svalstvu v oblasti nad akromiony lopatek měřeného.

V rámci bezpečnosti byla měřená osoba neustále pod dohledem minimálně dvou osob, které zajišťovaly možnost okamžitého sejmutí tyče z ramen probanda, aby se předešlo případnému úrazu.

Pauza na odpočinek mezi jednotlivými měřeními byla cca 4-5 minut. Jednotlivá měření byla provedena minimálně dvakrát pro zajištění podobnosti naměřených hodnot dvou stejných měření a pro získání kvalitních dat pro budoucí výsledky. Každý proband byl tedy podroben minimálnímu počtu 4 měření.

## 4.5 Analýza dat

### 4.5.1 Sledované parametry kinematické analýzy

Pro samotný experiment a ověření pravdivosti hypotéz bylo důležité sledování několika markerů u probandů, které byly rozmístěné na anatomických bodech vypsanych v následujícím textu.

U jednotlivých kinematických parametrů byla hodnocena *následující anatomická místa (specifikována kurzívou v textu níže):*

#### **Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu**

- *Caput femoris – epicondylus lateralis femoris – maleolus lateralis*

Při sledování tohoto parametru byla hodnocena úhlová změna postavení těchto anatomických bodů vůči sobě při flexi kolenního kloubu na pravé DK.

#### **Rozsah pohybu extenze hlezenního kloubu**

- *Epicondylus lateralis femoris – maleolus lateralis - articulatio metatarsophalangea V. phalanx proximalis pedis*

Při sledování tohoto parametru byla hodnocena úhlová změna postavení těchto 3 anatomických bodů vůči sobě při extenzi hlezenního kloubu na pravé DK.

#### **Docílení rovnoběžné polohy stehen s podlahou**

- *Caput femoris – epicondylus lateralis femoris*

Při sledování tohoto parametru byla stanovena jako absolutní hodnota rovnoběžná poloha stehen s podlahou (sagitální osa souřadnicového systému). Hodnocen byl pak úhel mezi sagitální osou souřadnicového systému a přímkou, která vznikla spojením zmíněných anatomických bodů na pravé DK v konečné fázi flexe kolenního kloubu.

### **Vzdálenost kolenních kloubů od sebe**

- *Epicondylus lateralis femoris (dexter) - epicondylus lateralis femoris (sinister)*

Tento parametr hodnotil valgizaci a varizaci kolenních kloubů při výkonu dřepu. Parametr se hodnotil jako rozdíl těchto anatomických bodů na začátku a na konci sestupné fáze dřepu na horizontální ose souřadnicového systému.

### **Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů**

- *Caput femoris (dexter) - caput femoris (sinister)*
- *Maleolus lateralis (dexter) - maleolus lateralis (sinister)*

Nejdříve proběhl dílčí výpočet vzdálenosti anatomických bodů obou kotníků, a to na horizontální ose souřadnicového systému. Získaná hodnota byla odečtena od vzdálenosti anatomických bodů kyčelních kloubů na též ose. Rozdíl těchto hodnot procentuálně vyjádřil výsledný měřený parametr.

Poznámka: Ačkoli šířka postavení chodidel se klasicky vztahuje k šířce ramenních kloubů, kdy se vzdálenost chodidel má rovnat vzdálenosti ramenních kloubů, v tomto měření nebyla příslušná data o ramenních kloubech odebrána. Šířku postavení chodidel jsem tedy vztáhnul k šířce postavení kyčelních kloubů, která se dá z měření zjistit.

### **4.5.2 Export a úprava dat v softwaru Qualisys Track Manager**

Export dat ze systému Qualisys Track Manager byl ve formě c3d souborů a z těchto souborů získány prostorové souřadnice na osách x, y, z. Tyto souřadnice byly získané pro každý sledovaný marker určující jednotlivé anatomické body. Následující data byla zpracována v programu Microsoft Office Excel a poté dále statisticky zhodnocena.

### **4.5.3 Statistické zpracování dat**

Data, která byla naměřena a vypočítána, byla následně statisticky zpracována. Z naměřených dat byl vypočítán aritmetický průměr, rozptyl a směrodatná odchylka. Pro testování nulových hypotéz ke zjištění závislosti mezi skupinami probandů

a měřenými parametry dřepu, byl použit F-test (test rozdílu dvou rozptylů). Nejprve byla vypočítána statistická hodnota F, která se následně porovnala s tabulkovou kritickou hodnotou F u stupně volnosti (n-1) Gaussovy křivky. V případě, že hodnota  $F > F_{kritická}$ , nulová hypotéza se zamítá. V opačném případě, kdy  $F < F_{kritická}$ , nulovou hypotézu nelze zamítnout. Stanovené hypotézy byly testovány jako nulové na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Výsledky těchto testů určují, zda jsou nebo nejsou zvolené kinematické parametry chůze mezi jednotlivými skupinami probandů statisticky významné.

#### **4.6 Rozsah platnosti**

Tato diplomová práce pojednává o analýze pohybu dolních končetin při dřepu, která by mohla sloužit jako nástroj pro účinnou prevenci poranění dolních končetin, při vykonávání tohoto sportovního pohybu. Výsledky tohoto experimentu mohou být užitečné pro fyzioterapeuty trenéry, samotné sportovce, ale i pro sportovně aktivní či laickou veřejnost, u které by mohlo dojít k poranění či úrazům muskulo-skeletárního systému dolních končetin.

Měření se zúčastnily osoby ve věkovém rozmezí 20-37 let, a proto výsledky a tedy i závěry této práce nemohou být zobecněny v širší populaci. V diplomové práci je zapotřebí počítat s některými faktory, které by mohly ovlivnit měření i výsledky tohoto experimentu. Mezi tyto faktory patří např. nepochopení zadání daného pohybového úkonu, velké věkové, výškové a váhové rozpětí jednotlivých probandů či přítomnost patologií pohybového aparátu. V kapitole č. 6 Diskuse jsou tyto limity práce dále diskutovány.

## 5. Výsledky práce

Diplomová práce se zabývá odlišnostmi dřepu u osob se zkušeností a s odbornou přípravou provádění dřepu v porovnání s muži a ženami běžné populace. V rámci kinematické analýzy dřepu jsou určeny jednotlivé měřené parametry, které identifikují z určitého pohledu pohyb dolních končetin při dřepu bez zátěže a s externí zátěží. Porovnávány byly tyto dílčí parametry: rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu, rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu, docílení rovnoběžné polohy stehen s podlahou, vzdálenost kolenních kloubů od sebe a postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů.

Hypotézy, které byly v této práci stanoveny jako nulové, byly zamítnuty v případě překročení hodnoty  $F$  v porovnání se stanovenou tabulkovou kritickou hodnotou  $F_{krit}$ . a uznány za statisticky významné. Kritická hodnota  $F$  při porovnávání mužů s odbornou přípravou a mužů běžné populace byla v případě tohoto měření stanovena u stupně volnosti  $n-1$  (7 osob větší skupiny = 6, 6 osob menší skupiny = 5) dle tabulky kritických hodnot na 6,98. Kritická hodnota  $F$  při porovnávání žen a mužů běžné populace byla v případě tohoto měření stanovena u stupně volnosti  $n-1$  (7 osob každé skupiny = 6) dle tabulky kritických hodnot na 5,82.

V případě prvních dvou hypotéz byli porovnáváni muži běžné populace a muži, kteří prošli odpornou přípravou a zkušenostmi, jak dřep provádět. Tito muži sloužili při hodnocení naměřených dat jako kontrolní skupina.

Třetí a čtvrtá hypotéza byla zaměřena na porovnávání skupin mužů běžné populace a žen běžné populace, kdy byli muži zvoleni jako kontrolní skupina. Je nutné brát však na vědomí, že při porovnávání se skupinou osob, které prošli odbornou přípravou dřepu, muži běžné populace prováděli dřep velmi rozdílně a ne vždy dokázali dřep provést správně.

### 5.1 Výsledky k hypotézám

V následujícím textu jsou v tabulkách vypsány hodnoty za statistického hodnocení dat, které proběhlo v rámci praktické části diplomové práce. Tyto hodnoty jsou předmětem diskuse a kriticky odpovídají na vědecké otázky.

### 5.1.1 Výsledek k hypotéze H0<sub>1</sub>

Hypotéza H0<sub>1</sub> „Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou“ byla ověřována v 5 sledovaných parametrech.

#### Výsledek k hypotéze H0<sub>1a</sub>)

Hypotézu H0<sub>1a</sub>), která zněla „Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu“ můžeme v tomto případě zamítnout, protože hodnota F je vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 1:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu

Statistické parametry	Muži běžné populace	Muži s odbornou přípravou (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [°]	99,29	100,5
Rozptyl [°]	77,36	10,25
Směrodatná odchylka [°]	8,8	3,2
F-test	7,55	
F <sub>krit</sub> .	6,98	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	7,55 > 6,98	

F > F<sub>krit</sub>.

Rozdíl rozsahu pohybu v kolenním kloubu mezi skupinami mužů s odbornou přípravou a mužů běžné populace dosáhl signifikantní úrovně. V tomto případě můžeme tvrdit, že při dřepu bez zátěže mají muži běžné populace výrazný rozptyl v rozsahu flexe kolenního kloubu.

### Výsledek k hypotéze H<sub>0</sub>(b)

Hypotézu H<sub>0</sub>(b), která zněla „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 2:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu

Statistické parametry	Muži běžné populace	Muži s odbornou přípravou (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [°]	30,57	25,17
Rozptyl [°]	46,25	11,47
Směrodatná odchylka [°]	6,8	3,39
F-test	4,03	
F <sub>krit</sub> .	6,98	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	4,03 < 6,98	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu při dřepu bez zátěže.

### Výsledek k hypotéze H<sub>01c</sub>)

Hypotézu H<sub>01c</sub>), která zněla „H<sub>01</sub> Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou ve sledovaném parametru: Docílení rovnoběžné polohy steh s podlahou“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 3:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Docílení rovnoběžné polohy steh s podlahou

Statistické parametry	Muži běžné populace	Muži s odbornou přípravou (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [°]	13,57	5,5
Rozptyl [°]	48,25	8,58
Směrodatná odchylka [°]	6,95	9,23
F-test	5,62	
F <sub>krit</sub> .	6,98	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	5,62 < 6,98	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Docílení rovnoběžné polohy steh s podlahou při dřepu bez zátěže.

### Výsledek k hypotéze H<sub>0</sub>d)

Hypotézu H<sub>0</sub>d), která zněla „Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou ve sledovaném parametru: Vzdálenost kolenních kloubů od sebe“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 4:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Vzdálenost kolenních kloubů od sebe

Statistické parametry	Muži běžné populace	Muži s odbornou přípravou (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [mm]	41,08	56,67
Rozptyl [mm]	243,92	37,76
Směrodatná odchylka [mm]	15,62	6,15
F-test	6,46	
F <sub>krit</sub> .	6,98	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	6,46 < 6,98	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Vzdálenost kolenních kloubů od sebe při dřepu bez zátěže.

### Výsledek k hypotéze H<sub>01e</sub>)

Hypotézu H<sub>01e</sub>), která zněla „Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou ve sledovaném parametru: Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů“ můžeme v tomto případě zamítnout, protože hodnota F je vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 5:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů

Statistické parametry	Muži běžné populace	Muži s odbornou přípravou (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [%]	20,1	50,79
Rozptyl [%]	41,22	4,28
Směrodatná odchylka [%]	6,42	2,07
F-test	9,63	
F <sub>krit</sub> .	6,98	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	9,63 > 6,98	

F > F<sub>krit</sub>.

Rozdíl v postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů mezi skupinami mužů s odbornou přípravou a mužů běžné populace dosáhl signifikantní úrovně. V tomto případě můžeme tvrdit, že při dřepu bez zátěže mají muži běžné populace výrazný rozptyl v postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů.

### 5.1.2 Výsledek k hypotéze H0<sub>2</sub>

Hypotéza H0<sub>2</sub> „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou“ byla ověřována v 5 sledovaných parametrech.

#### Výsledek k hypotéze H0<sub>2a</sub>)

Hypotézu H0<sub>2a</sub>), která zněla „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 6:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu

Statistické parametry	Muži běžné populace	Muži s odbornou přípravou (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [°]	95,71	97
Rozptyl [°]	98,78	14,33
Směrodatná odchylka [°]	9,94	3,8
F-test	6,89	
F <sub>krit</sub> .	6,98	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	6,89 < 6,98	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu při dřepu s externí zátěží.

### Výsledek k hypotéze H<sub>02b</sub>)

Hypotézu H<sub>02b</sub>), která zněla „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 7:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu

Statistické parametry	Muži běžné populace	Muži s odbornou přípravou (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [°]	31	25
Rozptyl [°]	25,71	14,33
Směrodatná odchylka [°]	5,07	3,79
F-test	1,79	
F <sub>krit</sub> .	6,98	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	1,79 < 6,98	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu při dřepu s externí zátěží.

### Výsledek k hypotéze H0<sub>2c</sub>)

Hypotézu H0<sub>2c</sub>), která zněla „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou ve sledovaném parametru: Docílení rovnoběžné polohy steh s podlahou“ můžeme v tomto případě zamítnout, protože hodnota F je vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 8:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Docílení rovnoběžné polohy steh s podlahou

Statistické parametry	Muži běžné populace	Muži s odbornou přípravou (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [°]	20,85	5,83
Rozptyl [°]	67,84	7,8
Směrodatná odchylka [°]	8,24	2,8
F-test	8,7	
F <sub>krit</sub> .	6,98	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	8,7 > 6,98	

F > F<sub>krit</sub>.

Rozdíl ve snaze o docílení rovnoběžné polohy s podlahou mezi skupinami mužů s odbornou přípravou a mužů běžné populace dosáhl signifikantní úrovně. V tomto případě můžeme tvrdit, že při dřepu s externí zátěží mají muži běžné populace výrazný rozptyl ve snaze o docílení rovnoběžné polohy s podlahou.

### Výsledek k hypotéze H<sub>02d</sub>)

Hypotézu H<sub>02d</sub>), která zněla „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou ve sledovaném parametru: Vzdálenost kolenních kloubů od sebe“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 9:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Vzdálenost kolenních kloubů od sebe

Statistické parametry	Muži běžné populace	Muži s odbornou přípravou (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [mm]	38,6	55,06
Rozptyl [mm]	249,47	54,85
Směrodatná odchylka [mm]	15,8	7,4
F-test	4,55	
F <sub>krit</sub> .	6,98	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	4,55 < 6,98	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Vzdálenost kolenních kloubů od sebe při dřepu s externí zátěží.

### Výsledek k hypotéze H<sub>02e</sub>)

Hypotézu H<sub>02e</sub>), která zněla „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a mužů s odbornou přípravou ve sledovaném parametru: Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů“ můžeme v tomto případě zamítnout, protože hodnota F je vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 10:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů

Statistické parametry	Muži běžné populace	Muži s odbornou přípravou (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [%]	20,63	54,58
Rozptyl [%]	38,66	4,51
Směrodatná odchylka [%]	6,22	2,12
F-test	8,57	
F <sub>krit</sub> .	6,98	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	8,57 > 6,98	

F > F<sub>krit</sub>.

Rozdíl v postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů mezi skupinami mužů s odbornou přípravou a mužů běžné populace dosáhl signifikantní úrovně. V tomto případě můžeme tvrdit, že při dřepu s externí zátěží mají muži běžné populace výrazný rozptyl v postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů.

### 5.1.3 Celkové zhodnocení hypotéz H0<sub>1</sub> a H0<sub>2</sub>

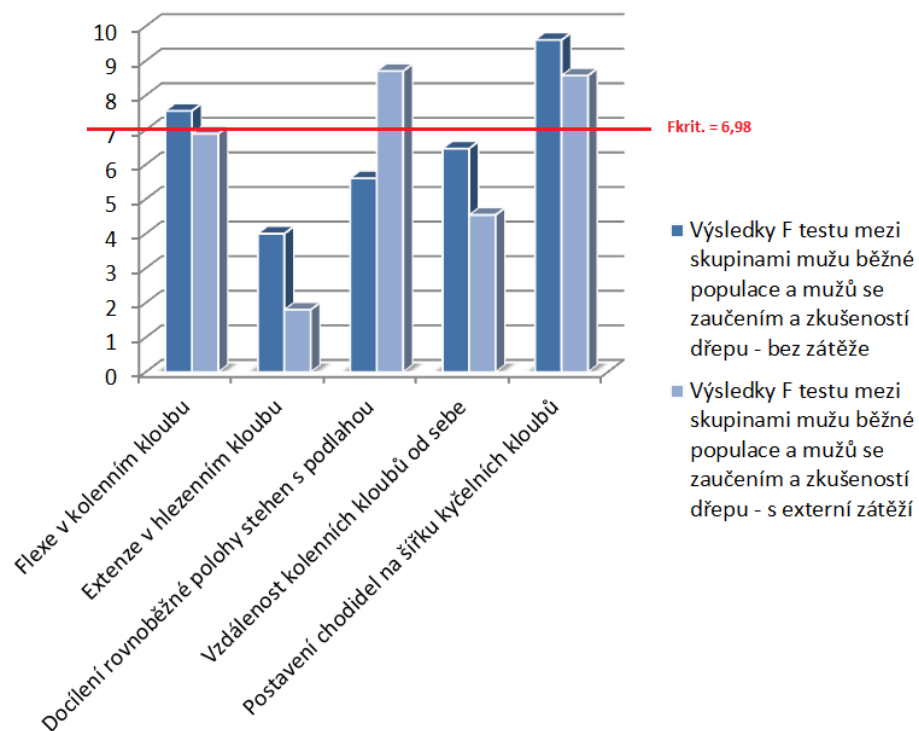
#### Celkové zhodnocení hypotézy H0<sub>1</sub>

Statisticky významný rozdíl ve všech sledovaných kinematických parametrech dané hypotézy nelze potvrdit. Významný signifikantní výsledek byl zaznamenán ve velkých výchylkách flexe v kolenním kloubu a při postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů u mužů běžné populace při dřepu bez zátěže. V ostatních sledovaných parametrech jsou patrné rozdíly v provádění dřepu bez zátěže, ale nulovou hypotézu nelze v tomto případě zamítnout.

#### Celkové zhodnocení hypotézy H0<sub>2</sub>

Statisticky významný rozdíl ve všech sledovaných kinematických parametrech dané hypotézy nelze potvrdit. Významný signifikantní výsledek byl zaznamenán ve velkých výchylkách při pokusu o docílení rovnoběžné polohy stehen s podlahou a při postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů u mužů běžné populace při dřepu s externí zátěží. V ostatních sledovaných parametrech jsou patrné rozdíly v provádění dřepu s externí zátěží, ale nulovou hypotézu nelze v tomto případě zamítnout.

**Graf č. 1** Výsledky F testu mezi muži běžné populace a muži se zaučením a zkušeností dřepu – bez zátěže a s externí zátěží



### 5.1.4 Výsledek k hypotéze H0<sub>3</sub>

Hypotéza H0<sub>3</sub> „Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace“ byla ověřována v 5 sledovaných parametrech.

#### Výsledek k hypotéze H0<sub>3a</sub>)

Hypotézu H0<sub>3a</sub>), která zněla „Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 11:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu

Statistické parametry	Ženy běžné populace	Muži běžné populace (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [°]	94,43	99,29
Rozptyl [°]	131,39	77,36
Směrodatná odchylka [°]	11,46	8,76
F-test	1,7	
F <sub>krit</sub> .	5,82	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	1,7 < 5,82	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu při dřepu bez zátěže.

### Výsledek k hypotéze H<sub>03b</sub>)

Hypotézu H<sub>03b</sub>), která zněla „Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 12:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu

Statistické parametry	Ženy běžné populace	Muži běžné populace (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [°]	27,5	30,57
Rozptyl [°]	45,58	46,25
Směrodatná odchylka [°]	6,75	6,8
F-test	0,99	
F <sub>krit</sub> .	5,82	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	0,99 < 5,82	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu při dřepu bez zátěže.

### Výsledek k hypotéze H<sub>03c</sub>)

Hypotézu H<sub>03c</sub>), která zněla „Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace ve sledovaném parametru: Docílení rovnoběžné polohy steh s podlahou“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 13:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Docílení rovnoběžné polohy steh s podlahou

Statistické parametry	Ženy běžné populace	Muži běžné populace (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [°]	22,42	13,57
Rozptyl [°]	137,1	48,25
Směrodatná odchylka [°]	11,7	6,95
F-test	2,84	
F <sub>krit</sub> .	5,82	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	2,84 < 5,82	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Docílení rovnoběžné polohy steh s podlahou při dřepu bez zátěže.

### Výsledek k hypotéze H<sub>03d</sub>)

Hypotézu H<sub>03d</sub>), která zněla „Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace ve sledovaném parametru: Vzdálenost kolenních kloubů od sebe“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 14:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Vzdálenost kolenních kloubů od sebe

Statistické parametry	Ženy běžné populace	Muži běžné populace (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [mm]	33,63	41,08
Rozptyl [mm]	223,7	243,92
Směrodatná odchylka [mm]	14,96	15,62
F-test	0,92	
F <sub>krit</sub> .	5,82	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	0,92 < 5,82	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Vzdálenost kolenních kloubů od sebe při dřepu bez zátěže.

### Výsledek k hypotéze H<sub>03e</sub>)

Hypotézu H<sub>03e</sub>), která zněla „Při dřepu bez zátěže se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace ve sledovaném parametru: Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 15:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů

Statistické parametry	Ženy běžné populace	Muži běžné populace (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [%]	13,9	20,1
Rozptyl [%]	81,27	41,21
Směrodatná odchylka [%]	9,02	6,42
F-test	1,97	
F <sub>krit</sub> .	5,82	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	1,97 < 5,82	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů při dřepu bez zátěže.

### 5.1.5 Výsledek k hypotéze H0<sub>4</sub>

Hypotéza H0<sub>4</sub> „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace“ byla ověřována v 5 sledovaných parametrech.

#### Výsledek k hypotéze H0<sub>4a</sub>)

Hypotézu H0<sub>4a</sub>), která zněla „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu“, nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 16:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu

Statistické parametry	Ženy běžné populace	Muži běžné populace (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [°]	82,43	95,71
Rozptyl [°]	260,25	98,78
Směrodatná odchylka [°]	16,13	9,93
F-test	2,63	
F <sub>krit</sub> .	5,82	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	2,63 < 5,82	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu při dřepu s externí zátěží.

### Výsledek k hypotéze H0<sub>4b</sub>)

Hypotézu H0<sub>4b</sub>), která zněla „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 17:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu

Statistické parametry	Ženy běžné populace	Muži běžné populace (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [°]	29,67	31
Rozptyl [°]	54,22	25,71
Směrodatná odchylka [°]	7,36	5,07
F-test	2,11	
F <sub>krit</sub> .	5,82	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	2,11 < 5,82	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu při dřepu s externí zátěží.

### Výsledek k hypotéze H0<sub>4c</sub>)

Hypotézu H0<sub>4c</sub>), která zněla „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace ve sledovaném parametru: Docílení rovnoběžné polohy steh s podlahou“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 18:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Docílení rovnoběžné polohy steh s podlahou

Statistické parametry	Ženy běžné populace	Muži běžné populace (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [°]	32,71	20,85
Rozptyl [°]	115,63	67,83
Směrodatná odchylka [°]	10,75	8,24
F-test	1,7	
F <sub>krit</sub> .	5,82	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	1,7 < 5,82	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Docílení rovnoběžné polohy steh s podlahou při dřepu s externí zátěží.

### Výsledek k hypotéze H<sub>04d</sub>)

Hypotézu H<sub>04d</sub>), která zněla „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace ve sledovaném parametru: Vzdálenost kolenních kloubů od sebe“ nemůžeme zamítnout, protože hodnota F není vyšší než tabulková hodnota F<sub>krit</sub>.

**Tabulka č. 19:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Vzdálenost kolenních kloubů od sebe

Statistické parametry	Ženy běžné populace	Muži běžné populace (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [mm]	43,55	38,61
Rozptyl [mm]	261,51	249,47
Směrodatná odchylka [mm]	16,17	15,76
F-test	1,05	
F <sub>krit</sub> .	5,82	
Porovnání hodnot F-test a F <sub>krit</sub> .	1,05 < 5,82	

Mezi oběma sledovanými soubory probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve sledovaném parametru: Vzdálenost kolenních kloubů od sebe při dřepu bez zátěže/s externí zátěží.

### Výsledek k hypotéze H04e)

Hypotézu H04e), která zněla „Při dřepu s externí zátěží se neprojeví statisticky významný rozdíl u mužů běžné populace a žen běžné populace ve sledovaném parametru: Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů“ můžeme v tomto případě zamítnout, protože hodnota F je vyšší než tabulková hodnota Fkrit.

**Tabulka č. 20:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru: Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů

Statistické parametry	Ženy běžné populace	Muži běžné populace (kontrolní skupina)
Aritmetický průměr [%]	21,01	20,63
Rozptyl [%]	244,58	38,66
Směrodatná odchylka [%]	15,64	6,22
F-test	6,33	
Fkrit.	5,82	
Porovnání hodnot F-test a Fkrit.	6,33 > 5,82	

$F > F_{krit}$ .

Rozdíl v postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů mezi skupinami mužů s běžné populace a žen běžné populace dosáhl signifikantní úrovně. V tomto případě můžeme tvrdit, že při dřepu s externí zátěží mají ženy běžné populace výrazný rozptyl v postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů.

### 5.1.6 Celkové zhodnocení hypotéz H0<sub>3</sub> a H0<sub>4</sub>

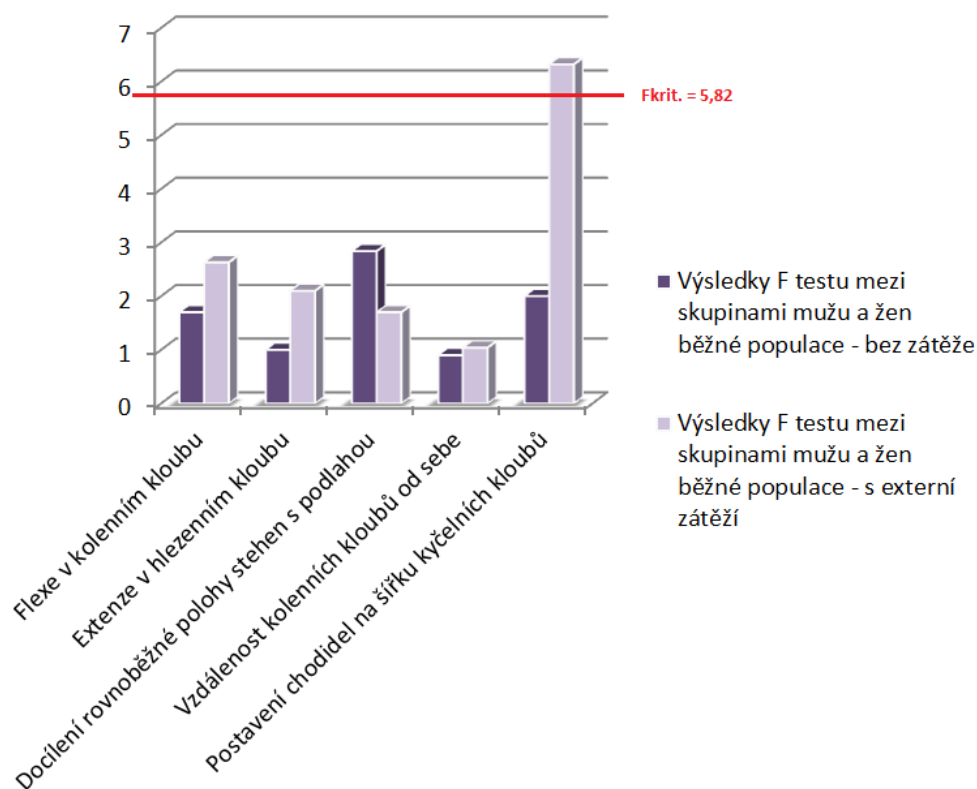
#### Celkové zhodnocení hypotézy H0<sub>3</sub>

Pokud bychom měli zhodnotit všechny sledované kinematické parametry dané hypotézy, můžeme tvrdit, že mezi skupinou mužů a žen běžné populace není statisticky významný rozdíl při dřepu bez zátěže. Ve sledovaných parametrech jsou patrné rozdíly v provádění dřepu bez zátěže, ale nulovou hypotézu nelze v tomto případě zamítnout.

#### Celkové zhodnocení hypotézy H0<sub>4</sub>

Statisticky významný rozdíl ve všech sledovaných kinematických parametrech dané hypotézy nelze potvrdit. Významný signifikantní výsledek byl zaznamenán ve velkých výchylkách při postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů u žen běžné populace při dřepu s externí zátěží. V ostatních sledovaných parametrech jsou patrné rozdíly v provádění dřepu s externí zátěží, ale nulovou hypotézu nelze v tomto případě zamítnout.

**Graf č. 2** Výsledky F testu mezi muži a ženami běžné populace – bez zátěže a s externí zátěží



## 6. Diskuse

Bylo prokázáno, že zkušení vzpěrači, kteří umí správné provedení dřepu, mají mnohem lepší kinetiku a kinematiku pohybu, která příznivě působí na jejich muskulo-skeletární systém. Přesně naopak to bohužel platí u nezkušených osob, které neprošli žádnou přípravou dřepu (McLaughlin, 1977).

Pokud chceme provádět dřep, je volba zátěže čistě na naší volbě. Dřep lze provádět s vahou vlastního těla, což je ze začátku vhodné. Lze jej ale také provádět s externí zátěží, kdy cvičenec může provádět dřep například se zatíženým batohem nebo se vzpěračskou tyčí s přídatnými váhovými kotouči. Samozřejmě je důležité si uvědomit, že podle toho, kam je váha na těle umístěna, se také mění rozložení sil působících na tělo. Obecně ale platí, že se zvětšujícím zatížením se zvyšují síly v tibiofemorálním skloubení. Dále se také zvyšuje komprese a smykové zatížení v kolenním kloubu (Sahli, 2008).

Na stanovenou vědeckou otázku „Mohou mít získané kineziologické a anamnestické údaje vliv na naměřené kinematické parametry ve sledovaném souboru?“ se pokusím dát odpověď formou diskuse, jelikož nešlo provést statistické hodnocení (viz. Příloha 5, Tabulka č. 21-23). Je to z důvodu vysoké variability odpovědí jednotlivých probandů a jejich malému zastoupení. Objektivitu měření však mohou tyto údaje výrazně ovlivnit. Ve sledovaném souboru je nutné zohlednit variabilitu okolností a malé zastoupení probandů. Jde o velké věkové, výškové a váhové rozpětí zastoupených jedinců a jejich zdravotní stav. Kritériem pro zařazení probandů do souboru testování byla absence výrazných patologických onemocnění pohybového systému, přesto lze u skupiny probandů do jisté míry problémy pozorovat.

V potaz musíme brát, že probandi, co dřep provádějí několikrát týdně, s ním mají jistou zkušenost oproti probandům běžné populace. Důležitá je také variabilita doby provozování dřepu mezi zkušenými probandy, která je 4-13 let a také kolik dní a hodin v týdnu trénují. Tato fakta mohou velmi výrazně měření ovlivnit.

Z kineziologického vyšetření byly patrné jisté odchylky, které by mohly mít na měření také vliv. Šlo většinou o plochonoží, skoliotické držení páteře, kyfotické držení v oblasti cervikothorakální, lordotické držení v oblasti lumbální, valgózní držení kolenních kloubů, omezení vnitřní rotace v kyčelním kloubu, zkrácení flexorů kolenního kloubu.

Další nepřesnosti v měření zajisté mohou vznikat v nepřesném určování antropometrických bodů při lepení reflexních markerů pro kinematické vyšetření. Tato skutečnost je velmi ovlivněna palpační zkušeností vyšetřující osoby. Reflexní markery se také mohou posouvat při pohybu jednotlivých vrstev měkkých tkání vůči sobě nebo vůči skeletárnímu systému.

Na vědecké otázky „Má provádění dřepu bez zátěže v porovnání s externí zátěží vliv na naměřené kinematické parametry dolních končetin?“ a „Budou se lišit naměřené kinematické parametry u mužů běžné populace a žen běžné populace v porovnání s osobami, které prošly odbornou přípravou, jak správně provádět dřep?“ formulované v 3. kapitole této diplomové práce, se pokusím odpovědět stanovenými pracovními hypotézami (v podkapitole 6.1 Diskuse k hypotézám H01-H04 níže).

Tato diplomová práce byla především zaměřena na „amatérské“ provedení dřepu. Zaměřil jsem se tedy na osoby běžné populace, a to zvláště na muže a zvláště na ženy. Tento soubor osob totiž velmi často v běžné praxi nemá nebo nevyužívá odborné přípravy od fyzioterapeutů při rehabilitaci, trenérů a dalších osob s kompetencí tělovýchovy. Chyba může být právě i na straně osob těchto odborností, že nemají dostatečnou znalost, která je při zaučení dřepu potřebná. Proto informace z této práce mohou posloužit jak těmto osobám, tak osobám široké veřejnosti. Osoby běžné populace velmi často navštěvují posilovny či jiná zařízení, která jim umožní cvičit dřep s externí zátěží, aniž by zvládali prvky tohoto komplexního cvičení i bez zatížení. Často potom dochází k funkčním poruchám pohybového aparátu či mikrotraumatům, které ale mohou v důsledku vyústit v bolestivé stavy pohybové soustavy nebo k samotným traumatům.

Jednotlivým probandům byla nastavena přibližně stejná intenzita zatížení. Toho bylo docíleno praktickým vyzkoušením jejich osobního maxima, které je popsáno v metodice této práce. Z této hodnoty bylo vypočítáno 70% osobního maxima daného jednotlivce. Jde o zatížení, které zvládne každý dospělý a zdravý jedinec běžné populace, a přitom předpokládám, že se projeví variabilita měření ve sledovaných kinematických parametrech.

Určitým nedostatkem práce je množství zvoleným probandů a jejich věkový rozptyl, ze kterého se nedá jednoznačně statisticky určit, jaké rozdíly mezi jednotlivými skupinami jsou. I přesto jsou však výsledky z měření osob běžné populace velmi

rozptýlené, a proto si troufám tvrdit, že při volbě většího souboru osob by statistické výsledky nabyly jiných, směrodatnějších rozměrů.

## 6.1 Diskuse k hypotézám $H_{01}$ až $H_{04}$

V případě prvních dvou hypotéz byli porovnáváni muži běžné populace a muži, kteří prošli odpornou přípravou a zkušenostmi, jak dřep provádět. Tito muži jsou pod neustálým vedením trenéra, který zajišťuje správnost provádění dřepu. Proto sloužili při hodnocení naměřených dat jako kontrolní skupina.

Ve skupině zkušených a zručných osob byla měřena i jedna žena. Pouze jedna osoba ovšem nemůže mít vypovídající hodnotu pro výsledky pozorování, ačkoli v porovnání s měřenou skupinou mužů se zkušeností dřepu, prováděla dřep velmi podobně. Proto jsem musel tuto osobu z měření vynechat a výsledky z jejího měření posloužily pro zajímavost a další získ zkušeností a cenných dat. Větší množství žen se zkušenostmi s tímto pohybem by jistě velmi dobře posloužilo pro porovnání s ženami běžné populace, které jsem ve skupině probandů sledoval.

V první hypotéze jsem řešil otázku, jaký je rozdíl mezi těmito dvěma skupinami při dřepu s vlastní vahou těla, tedy bez externí zátěže. Druhá pracovní hypotéza řešila opět tyto dvě skupiny, ale již s přidáním externí zátěže při dřepu.

Třetí a čtvrtá hypotéza byla zaměřena na porovnávání skupin mužů běžné populace a žen běžné populace, kdy byli muži zvoleni jako kontrolní skupina. Je nutné brát však na vědomí, že při porovnávání se skupinou osob, které prošli odbornou přípravou dřepu, muži běžné populace prováděli dřep velmi rozdílně a ne vždy dokázali dřep provést správně. Na první pohled bylo i přesto vidět, že ze samotného měření a z naměřených hodnot se objevily významné rozdíly mezi skupinou žen a mužů, kdy muži dokázali ve většině případů provést dřep lépe než ženy. Proto jsem chtěl zjistit, jaké odchylky se mezi těmito dvěma skupinami objeví a zda mezi nimi nebude významný statistický rozdíl.

V rámci třetí hypotézy jsem si dal za úkol zjistit, jaký je rozdíl mezi těmito dvěma skupinami při dřepu bez zátěže, tedy pouze s vahou vlastního těla. Čtvrtá hypotéza byla formulována pro porovnání obou skupin při výkonu dřepu s externí zátěží.

Významného signifikantního rozdílu došlo při statistickém zpracování dat při porovnání dat měřeného souboru při flexi kolenního kloubu. Zejména při dřepu bez externí zátěže zvládli osoby, které se věnují dřepu provést větší flexi kolenního kloubu, v průměru  $101^\circ$  flexe kolenního kloubu. Skupina mužů běžné populace dokázala provést dřep sice také v průměru  $99^\circ$  flexe kolenního kloubu, ovšem s velkým rozptylem mezi  $81-109^\circ$  flexe kolenního kloubu. Při dřepu s externí zátěží byl rozptyl flexe u osob běžné populace také velký a téměř dosahoval signifikantních hodnot.

Při porovnávání skupin mužů a žen běžné populace muži zvládli flexi kolenního kloubů v průměru  $99^\circ$  při dřepu bez zátěže, ovšem s velkým rozptylem hodnot mezi  $81-109^\circ$ . Ženy v průměru  $94^\circ$  také s velkým rozptylem. Při dřepu se zátěží muži dosahovali velmi podobných hodnot jako při dřepu bez zátěže, v průměru  $95^\circ$ . Avšak ženy běžné populace již při dřepu s činkou nedosahovali tak vysokých hodnot, v průměru do  $82^\circ$  flexe kolenního kloubu. Vzhledem k velkým výkyvům hodnot mezi oběma skupinami a počtu probandů jsem nedokázal statisticky potvrdit rozdíl mezi těmito dvěma skupinami.

Paralelní dřep je docílen, když se stehno dostane do rovnoběžné polohy s podlahou a kolenní kloub dosáhne flexe cca  $100^\circ$  (Escamilla, 2001). Vývoj m. quadriceps femoris je maximální v paralelním dřepu. Další činnosti ve vyšší flexi kolenního kloubu již vývoj tohoto svalu nepodporuje (Watkins, 1999).

K úvaze je zajisté vhodná zmínka osob se zkušeností dřepu, že zvýšená rychlost jejich pohybu při vzestupné fázi je záměrem pro budování výbušné síly svalů. Posilují tím tedy svaly, které provádějí extenzi kolenního a kyčelního kloubu. Při sestupné fázi například dochází k excentrické kontrakci m. quadriceps femoris a m. gluteus maximus. Tyto svaly jsou tedy zapojeny, ačkoli se jejich délka prodlužuje. Pokud nastane situace, kdy excentrická síla bude větší než maximální izometrická síla, dosahuje sval při excentrické kontrakci větších sil než je tomu při izometrické či koncentrické práci svalu. Poté je vhodné při tréninku tuto sílu využít pro budování výbušné síly při koncentrické fázi pohybu dřepu. Sval nejlépe pracuje v optimální délce, kdy jsou všechny komponenty myozinu a aktinu zapojené. Poté je schopen vykonat maximální izometrickou sílu při izometrické kontrakci. Vzdálenost těchto komponent, kdy jsou schopny produkovat ještě sílu, je 0,5 optimální délky (když se sval zkrátí o polovinu z optimální délky) nebo 1,5 optimální délky (když se sval prodlouží o polovinu z optimální délky). Za těmito hranicemi sval neprodukuje žádnou sílu (McMahon, 1984;

Fung, 1993). Z výsledků bakalářské práce Davida Bláhy z roku 2017, který měřil složky sil jednotlivých svalů u osob se zkušeností dřepu s externí zátěží, je vidět, jak se jednotlivé svaly při pohybovém úkonu dřepu zapojují. Síla jednotlivých svalů m. quadriceps femoris postupně vzrůstá a vrcholí na konci sestupné fázi dřepu (cca 1400 N). Při vzestupné fázi opět síla klesá. Nejvyšších hodnot dosahuje m. vastus lateralis, jehož síla nabývá hodnot 1600 N na konci sestupné fáze dřepu. U svalů zadní strany stehů je vidět postupný pokles aktivity při sestupné fázi a opětný nárůst při vzestupné fázi. Nejvyšších hodnot aktivace v tomto případě dosahují obě hlavy m. biceps femoris. Co se týká svalové síly hýžďových svalů je vidět, že při sestupné fázi postupně narůstá síla m. gluteus maximus a přitom klesá síla m. gluteus medius. Při vzestupné fázi je tomu naopak. Antagonistická svalová skupina m. iliopsoas vykazuje klesání svalové aktivity při sestupné fázi a při vzestupné fázi síla opět vzrůstá.

Fakt, že byla zaznamenána vysoká flexe v kolenním kloubu, byl kompenzován velkou extenzí v hlezenním kloubu, kdy muži běžné populace provedli v průměru 30° extenze v hlezenním kloubu bez zátěže a s externí zátěží bez výrazného rozptylu. Ale muži, kteří mají s dřepem zkušenost, dokázali provést menší extenzi v hlezenním kloubu, v průměru 25° extenze v hlezenním kloubu jak bez zátěže, tak s externí zátěží, bez výrazného rozptylu.

Co se týká hlezenního kloubu při porovnání mužů a žen běžné populace, dosáhli obě skupiny extenze v průměru 27-30°. Takto vysoký úhel byl kompenzací vysokého úhlu v kolenním kloubu při dřepu. Ovšem s důsledkem takovým, že musela jít kolena do velké míry přes kolenní klouby, tím se mohla u probandů zvýšit anteroposteriorní zátěž působící na kolenní klouby s rizikem poranění ACL vazy. V tomto případě je lepší, když si cvičenec zvolí menší intenzitu zatížení, kdy kolenní klouby nepůjdou tolik do přesahu přes prstce nohou a pánev se bude pohybovat směrem dozadu. Při větší externí zátěži, kdy by cvičenec nešel do takové hloubky dřepu, by se sice nemuselo jednat o poškození pohybového aparátu, ale cvičenec by tímto způsobem nedocílil posílení cílených svalů.

Při omezení dorzální flexe v hlezenním kloubu, např. při zkrácení m. triceps surae, dochází i k omezení pohybu kolenních kloubů vpřed. Nadměrná flexe způsobená omezenou hybností v hleznu způsobuje velké napětí v hamstringech, adduktorech (zejména m. adductor magnus) a m. gracilis, které může vést až k ruptuře těchto svalů (Delavier, 2007).

Pro redukci tibiofemorálního a patellofemorálního momentu by měl cvičenec do dřepu sedat, tedy pánev by měla jít dozadu a bránit tím nadměrnému předsunu kolenních kloubů vpřed (Escamilla, 2001).

Z vyšetření hlezenního kloubu nebylo u mužů ani u žen nalezeno omezení v oblasti hlezenního kloubu. Jejich pohybový projev vypadal tak, že kolenní klouby šly spíše dopředu, než aby pánev klesala dozadu. Při dřepu s externí zátěží byly naměřené hodnoty extenze nižší. S tím souvisela i nižší flexe kolenního kloubu. Tímto způsobem by zřejmě nedošlo k výraznému vystavování pohybové aparátu poškození, ale zřejmě ani efektivita posilování příslušných skupin nebude v tomto případě vysoká. Dalším důvodem nízkých hodnot extenze v hlezenním kloubu bude nejspíš nízká stabilita pohybového aparátu a ochrana před pádem, která je mimo jiné velmi ovlivněna nosnými klouby dolních končetin.

Pro stabilizaci hlezenního kloubu je důležitý jeho vazivový aparát a dynamicky tuto funkci zajišťují m. tibialis anterior a mm. gastrocnemii (Dionisio, 2008).

Na řadu přichází třetí faktor, který nabyl statistické významnosti, a to je dosažení rovnoběžné polohy stehna s podložkou. Kontrolní skupina osob, tedy muži co dřep provádějí zkušeně, dokázali velmi dobře dosáhnout této paralelní polohy stehna jak bez zátěže, tak s externí zátěží. Od této paralely jim chybělo v průměru 5,5-5,8° mezi stehnem a jeho paralelní polohou. Mužům běžné populace chybělo do této polohy v průměru 13,6° bez zátěže a 20,9° s externí zátěží. U obou hodnot byl navíc zaznamenán velký rozptyl hodnot. Při dřepu s externí zátěží byl v rozptylech mezi 6-29° dokonce zaznamenán statistický významný rozdíl.

Při měření tohoto parametru mezi muži a ženami běžné populace nedosahovala ani jedna skupina takových hodnot jako muži se zkušeností dřepu, a to zejména při dřepu s externí zátěží. Mužům běžné populace chybělo do této polohy v průměru 13,6° bez zátěže a 20,9° s externí zátěží. A tím vzniká velký rozdíl mezi muži a ženami, protože ženy nedokázaly dosáhnout rovnoběžné polohy při dřepu bez zátěže o 22,4° a při dřepu se zátěží dokonce o 32°.

Hodnoty při testování nenabývaly statisticky významných hodnot vzhledem k rozdílům mezi oběma skupinami. Obzvláště ženy tohoto testovaného souboru pravděpodobně volily hloubku dřepu tak, aby při vzestupné fázi dřepu nemusely vynaložit tolik síly proti odporu, která by jim na to nemusela stačit, a tím

by kompenzačně musely pohyb zvládnout jinak s rizikem poranění pohybového aparátu. Dalším důvodem této volby by mohla být postupná ztráta stability a nebezpečí pádu. Stabilitu výkonu dřepu zajišťují především dvoukloubové lýtkové svaly, které se zapojují, ale přitom výrazně nemění svou délku. Jejich práce je tedy převážně izometrická. Zkracuje se v kolenním kloubu a prodlužuje v hlezenním kloubu při sestupné fázi dřepu a naopak při vzestupné (Bell, 2008). Podobně je tomu u hamstringů, kdy dochází při sestupné fázi ke zkrácení v kolenním kloubu a prodloužení v kyčelním kloubu a naopak při vzestupné fázi (Isear, 1997).

Lidé s postižením patelofemorálního kloubu by se měli vyhnout dřepu s vysokým úhlem flexe, protože největší smykové a tlakové síly působí právě při provádění hlubokého dřepu (Donnelly, 2006). Při hlubokém dřepu se tedy navyšuje riziko poranění menisku a křížových vazů. ACL v tomto případě zabraňuje anteriorní translaci a PCL posteriorní translaci kolenního kloubu. Poranění těchto struktur vede k výrazné nestabilitě kolenního kloubu a může vést k dalším degenerativním změnám kolenního kloubu (Escamilla, 2001).

Velké rozdíly při porovnání obou skupin probandů byly nalezeny při stožení na šířku kyčelních kloubů. Oba rozptyly hodnot nabyly statistické významnosti. Nutno podotknout, že šířka postavení chodidel se klasicky vztahuje k šířce ramenních kloubů, kdy se vzdálenost chodidel má rovnat vzdálenosti ramenních kloubů, v tomto měření nebyla příslušná data o ramenních kloubech odebrána. Proto jsem šířku postavení chodidel vztáhnul k šířce postavení kyčelních kloubů, která se dá z měření zjistit. Muži z kontrolní skupiny se postavili v průměru na vzdálenost o 51% větší, než byla vzdálenost šířky kyčelních kloubů mezi oběma trochantery kyčelního kloubu při dřepu bez zátěže a na vzdálenost o 55% větší při dřepu s externí zátěží. Muži běžné populace se postavili na vzdálenost zhruba o 20% větší, než je šířka kyčelních kloubů, ovšem s velkým rozptylem naměřených hodnot. Rozptyl hodnot při dřepu bez externí zátěže byl 10-30% a 10-28% s externí zátěží.

Největší statisticky významný rozdíl mezi muži běžné populace a ženami běžné populace byl vidět při stožení na šířku kyčelních kloubů při dřepu s externí zátěží. Znovu musím upozornit, že šířka postavení chodidel se klasicky vztahuje k šířce ramenních kloubů. Muži běžné populace se postavili na vzdálenost zhruba o 20% větší, než je šířka kyčelních kloubů, ovšem s velkým rozptylem naměřených hodnot. Rozptyl hodnot při dřepu s externí zátěží byl 10% až 28%. Ženy běžné populace se při dřepu bez zátěže

postavily na vzdálenost v průměru o 14% větší, než je šířka kyčelních kloubů. Při dřepu s externí zátěží se postavily na vzdálenost v průměru o 21% větší, než je šířka kyčelních kloubů. Rozptyl hodnot při dřepu s externí zátěží byl 1% až 35%. Pro velké výkyvy hodnot u tohoto měřeného parametru mezi muži a ženami nebyl vypočet statistického významu.

Berme v potaz následující úvahu. Skupina probandů, kteří mají zkušenost a jsou zaučení o provedení dřepu, si stoupli cca na vzdálenost 55% větší, než je šířka kyčelních kloubů. Muži běžné populace si stoupli na vzdálenost v průměru 20% větší a ženy na vzdálenost cca o 14% větší. Je pravděpodobné, že šířka postavení má vliv jak na genderové uspořádání skupin, tak na skutečnosti, že daný proband umí správně provádět dřep, na době provádění tohoto pohybu a jak má na dřep jednotlivce uzpůsobený pohybový aparát. Volba užšího postoje je vhodná pro osoby, které s dřepem teprve začínají.

Bylo prokázáno, že umístění nohou má velký vliv na kinematiku dřepu. Při širokém postoji na 30% šířky větší než je šířka kyčelních kloubů se až o 15% zvyšují reakční síly působící na kolenní kloub (Escamilla, 2011). Je tedy zapotřebí velmi dobrá synchronní aktivace svalů kolenního kloubu a dostatečná síla extenzorů a flexorů kolenního kloubu, které kolenní kloub stabilizují. Volba širokého postavení chodidel je v tomto případě spíše určená osobám, které již mají s dřepem nějakou zkušenost a již prošli cvičením dřepu, kdy jsou chodidla blíže šířce ramenních kloubů.

Širší postoj dřepu je určen spíše pro osoby, které chtějí silový vývoj adduktorů a extenzorů kyčelních kloubů (Markolf, 1995). Užší postoj je naproti tomu cílen spíše na vývoj lýtkových svalů a pomáhá minimalizovat patelofemorální a tibiofemorální kompresi (Escamilla, 2001).

Úzký postoj může být vhodnější než široký postoj, pokud chceme minimalizovat tlakové síly v kolenním kloubu. Nicméně úzký postoj má za následek, že se koleno dostává více dopředu, přibližně o 4-6 cm ve srovnání s průměrným nebo širokým postojem. Tím dochází ke zvýšení smykových sil v kolenním kloubu. Proto je širší postoj vhodnější pro jedince, kde je potřeby tyto smykové síly minimalizovat (Escamilla, 2001).

V neposlední řadě je také při řešení šířky postavení chodidel také volit vhodnou polohu prstů, tedy jakým směrem směřují. Tento faktor je vhodné volit čistě

individuálně, nejlépe podle toho kam prstce směřují při chůzi, aby se tímto směrem ubírala i patela a poskytovala kolennímu kloubu přirozený pohyb, na která je jedinec zvyklý (Delavier, 2007).

Rozdíl vzdáleností kolenních kloubů mezi fází před dřepem na začátku sestupné fáze a druhou fází na konci sestupné fáze byl u mužů kontrolní skupiny přibližně 55-57 mm při dřepu bez zátěže a s externí zátěží. Obě hodnoty byly bez výrazného rozptylu naměřených hodnot. U mužů běžné populace byl tento rozptyl v průměru 41 mm u dřepu bez zátěže a 39 mm při dřepu s externí zátěží. Obě hodnoty byly velmi variabilní ve svých dílčích naměřených hodnotách, ačkoli nenabýly statistické významnosti. Při dřepu bez externí zátěže byla tato vzdálenost cca 25 mm až 75 mm. Při dřepu s externí zátěží bylo rozmezí vzdáleností kolenních kloubů 20 mm až 65 mm.

Rozdíl vzdáleností kolenních kloubů mezi fází před dřepem na začátku sestupné fáze a druhou fází na konci sestupné fáze byl u mužů běžné populace v průměru 41 mm u dřepu bez zátěže a 39 mm při dřepu s externí zátěží. U žen běžné populace byl při dřepu bez zátěže naměřen rozdíl v průměru 33,6 mm při dřepu bez zátěže a 44 mm při dřepu s externí zátěží. Rozptyl hodnot u obou skupin byl vysoký, a proto nešlo tyto hodnoty příliš srovnávat na statisticky významné úrovni.

Do jisté míry musíme v tomto případě počítat i s valgizací či varozací kolenních kloubů, kterých se může cvičenec dopustit a je důležité tyto pohyby eliminovat.

Účastníci výzkumu, kteří při měření vykazují větší tendenci k valgizitě kolenního kloubu, mívají oslabené mm. gastrocnemii, m. tibialis anterior a m. tibialis posterior což je kompenzováno větší aktivitou extenzorů kyčelního a kolenního kloubu a zvýšenou vnitřní rotací v kyčelním kloubu. To snižuje schopnost jedince udržet kolenní kloub ve středním postavení, který se dostává do valgosity. Noha se dostává do pronačního postavení a dochází k nadměrnému mediálnímu posunu kolenního kloubu (Bell, 2008).

Proti těmto valgózním či varózním momentům pasivně brání mediální a kolaterální vazy, aktivně se na stabilizaci podílejí m. quadriceps femoris, zejména m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Valgizita kolenního kloubu zvyšuje riziko poranění ACL kolenního kloubu, zejména v kombinaci s vnitřní rotací tibie (Markolf, 1990).

## 7. Závěr

V této práci jsou shrnuty vybrané poznámky o kinematice dřepu. Je zde k nalezení základní charakteristika dřepu, kineziologické a biomechanické poznatky, ale i popis rizik a nežádoucích účinků tohoto pohybu na muskulo-skeletární systém člověka.

Cílem této práce bylo zjistit, jaký je rozdíl mezi muži, kteří mají zkušenost s dřepem, a muži běžné populace. A dále jaký je rozdíl mezi skupinou mužů a žen běžné populace. Objektivizovat jaké odchylky se při měření dřepu mohou mezi jednotlivými skupinami probandů nacházet. Tyto informace by mohly posloužit k poznání, jak dřep působí na pohybový aparát.

Dle metodiky této práce byly při dřepu analyzovány a hledány rozdílné hodnoty určených parametrů mezi jednotlivými skupinami. Cílem práce bylo vyvrátit stanovené nulové hypotézy, tedy vyvrátit zápornou hodnotu nulových hypotéz k potvrzení odlišností sledovaných parametrů mezi jednotlivými skupinami probandů při dřepu bez zátěže a s externí zátěží.

Z výsledků experimentu vyplývá, že mezi skupinami mužů, které se aktivně věnují dřepu pod odborným vedením a skupinou mužů běžné populace jsou výrazné odchylky v provádění pohybu. U skupiny mužů běžné populace může tedy docházet k přetěžování pohybového aparátu. Nicméně tato skutečnost nebyla statisticky prokázána kvůli limitům práce. Při porovnávání mužů a žen běžné populace jsou tyto odchylky vidět také, protože muži provádějí pohybový úkon o něco lépe a s menšími odchylkami v pohybu, než ženy. Ženy tedy mohou být vystaveny ještě daleko většímu riziku poranění pohybového aparátu. Vzhledem k limitům práce a skutečnosti, že pohybový projev dřepu mužů běžné populace nebyl ideální (v porovnání se skupinou osob se zkušeností správného provedení dřepu), nebyla tato skutečnost statisticky prokázána.

Nejvýznamnější rozdíly byly zaznamenány při porovnávání mužů běžné populace a mužů, kteří mají zkušenost s dřepem u flexe v kolenním kloubu a při postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů a při dřepu bez zátěže a při pokusu o docílení rovnoběžné polohy stehen s podlahou a při postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů.

Nejvýznamnější odchylky byly pozorovány mezi muži a ženami běžné populace při postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů při dřepu s externí zátěží.

Jelikož byla do této práce zahrnuta poměrně malá skupina probandů o velkém věkovém, výškovém a váhovém rozpětí, mohou být výsledky zavádějící. Při porovnávání skupin probandů by bylo jistě zajímavé zařadit ženy, které se dřepem zabývají, a naměřené hodnoty porovnat s ženami běžné populace nebo porovnávat ženy a muže, kdy obě skupiny ví jak správně dřep vykonávat. Dřep je v dnešní době velmi populárním cvikem, a proto je vhodné a žádoucí provádět další studie či rozšiřovat poznatky těch existujících a zahrnovat do nich větší množství sportovců a osob běžné populace. Vhodné by to jistě bylo i v případě rozšíření poznatků této diplomové práce. Prospěšná by mohla být i odlišná volba testů, které hodnotí výsledky práce.

Ačkoli je dřepu ve studiích věnováno mnoho pozornosti, většina studií řeší spíše sportovce než běžnou populaci, která se ale běžně účastní dřepu také. Běžná populace ale většinou nemívá dost teoretických poznatků a hlavně praktických zkušeností, jak dřep správně vykonávat a tím může svůj pohybový aparát vystavovat riziku poranění.

Vyšetření a následná korekce sledovaných parametrů této práce na základě teoretických poznatků by mohla být využita pro detekci a následnou terapii při využití dřepu v rehabilitaci. Při využití dalších metod vyšetření je dřep vhodnou volbou pro diagnostiku, terapii a prevenci úrazů a jiných poruch pohybového aparátu.

## Seznam použité literatury

- ALMOSNINO, S. KINGSTON, D. GRAHAM R. B. Three-dimensional knee joint moments during performance of the bodyweight squat: Effects of stance width and foot rotation. *Journal of Applied Biomechanics*. 2013, vol. 29, iss. 1, p. 33-43. ISSN 1065-8483.
- BAECHLE, T. R. EARLE, R. W. *Essentials of strength training and conditioning*. 3rd ed. Champaign, Ill.: Human Kinetics, 2008. 641 s. ISBN 978-0-7360-5803-2.
- BEHM, D. G. SALE, D. G. Velocity specificity of resistance training. *Sports Medicine*. 1993, vol. 15, iss. 6, p. 374-388. ISSN 0112-1642.
- BELL, D. R. PADUA, D. A. CLARK, M. A. Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2008, vol. 89, iss. 7, p. 1323-1328. ISSN 0003-9993.
- BEYNNON, B. D. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension: a comparison of an open and a closed kinetic chain exercise. *The American Journal of Sports Medicine*. 1997, vol. 25, iss. 6, p. 823-829. ISSN 0363-5465.
- BLÁHA, D. *Stanovení svalových sil dolní končetiny*. Praha, 2017. 70 s. Bakalářská práce na ČVUT Fakulta strojní. Vedoucí bakalářské práce Miloslav Vilímek.
- CATERISANO, A. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2002, vol. 16, iss. 3, p. 428-432. ISSN 1533-4287.
- DAHLKVIST, N. J. MAYO, P. SEEDHOM, B. B. Forces during squatting and rising from a deep squat. *Engineering in medicine*. 1982, vol. 11, iss. 2, p. 69-76. ISSN 0046-2039.
- DEFOREST, B. A. CANTRELL, G. S. SCHILLING, B. K. Muscle activity in single-leg vs. double-leg squats. *International Journal of Exercise Science*. 2014, vol. 7, iss. 4, p. 302-310. ISSN 1939-795X.

DELAVIER, F. *Posilování: anatomický průvodce*. 1. vyd. České Budějovice: Kopp, 2007. 192 s. ISBN 978-80-7232-311-1.

DIONISIO, V. C. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008, vol. 18, iss. 1, p. 134-143. ISSN 1050-6411.

DONNELLY, D. V. BERG, W. P. FISKE, D. M. The effect of the direction of gaze on the kinematics of the squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2006, vol. 20, iss 1, p. 145. ISSN 1533-4287.

DOVALIL, J. CHOUTKA, M. *Výkon a trénink ve sportu*. 4. vyd. Praha: Olympia, 2012. 331 s. ISBN 978-80-7376-326-8.

ESCAMILLA, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2001, vol. 33, iss. 1, p. 127-141. ISSN 0195-9131.

FLANAGAN, S. SALEM, G. J. WANG, M. SANKER, S. E. GREENDALE, G. A. Squatting exercises in older adults: Kinematic and kinetic comparisons. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2003, vol. 35, iss. 4, p. 635–643. ISSN 0195-9131.

FUNG, Y. C. *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. Berlin: Springer Science & Business Media, 1993. ISBN 978-1-4757-2257-4.

GULLETT, J. C. A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2009, vol. 23, iss. 1, p. 284-292. ISSN 1533-4287.

HARNER, C. D. The human posterior cruciate ligament complex: an interdisciplinary study: ligament morphology and biomechanical evaluation. *The American journal of sports medicine*. 1995, vol. 23, iss. 6, p. 736-745. ISSN 0363-5465.

HATTIN, H. C. PIERRYNOWSKI, M. R. BALL, K. A. Effect of load, cadence, and fatigue on tibio-femoral joint force during a half squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1989, vol. 21, iss. 5, p. 613-618. ISSN 0195-9131.

HEMMERICH, A. Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal of orthopaedic research*. 2006, vol. 24, iss. 4, p. 770-781. ISSN 1554-527X.

ISEAR, J. R. JEROME, A. ERICKSON, J. C. WORRELL, T. W. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1997, vol. 29, iss. 4, p. 532-539. ISSN 0195-9131.

JANDA, V. *Svalové funkční testy*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2004. 325 s. ISBN 80-247-0722-5.

JANURA, M. ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. 209 s. ISBN 80-244-0930-5.

KELLIS, E. ARAMBATZI, F. PAPADOPOULOS, C. Effects of load on ground reaction force and lower limb kinematics during concentric squats. *Journal of sports sciences*. 2005, vol. 23, iss. 10, p. 1045-1055. ISSN 0264-0414.

KLEIN, K. K. The deep squat exercise as utilized in weight training for athletes and its effects on the ligaments of the knee. *Journal of the Association for Physical and Mental Rehabilitation*. 1961, vol. 15, iss. 1, p. 6-11. ISSN 0098-8448.

KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

LATTANIZIO, P. Effects of fatigue on knee proprioception. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 1997, vol. 7, iss. 1, p. 22-27. ISSN 1050-642X.

LESSI, G. C. SERRÃO, F. V. Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and lower limb muscle activity during single-leg landing after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015, p. 1-9. ISSN 0942-2056.

LI, G. In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro investigation. *Journal of Orthopaedic Research*. 2004, vol. 22, iss. 2, p. 293-297. ISSN 1554-527X.

MÁČEK, M. RADVANSKÝ, J. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. 1. vyd. Praha: Galén, 2011. 245 s. ISBN 978-80-7262-695-3.

MARKOLF, K. L. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*. 1995, vol. 13, iss. 6, p. 930-935. ISSN 1554-527X.

MARKOLF, K. L. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *Journal of Bone & Joint Surgery*. 1990, vol. 72, iss. 4, p. 557-567. ISSN 0021-9355.

MCLAUGHLIN, T. M. DILLMAN, C. J. LARDNER, T. J. A kinematic model of performance in the parallel squat by champion powerlifters. *Medicine and science in sports*. 1977, vol. 9, iss. 2, p. 128. ISSN 1600-0838.

MCMAHON, T. A. *Muscles, reflexes, and locomotion*. Princeton, New Jersey: Princeton University Press, 1984. ISBN 978-0691023762.

NAGURA, T. Mechanical loads at the knee joint during deep flexion. *Journal of Orthopaedic Research*. 2002, vol. 20, iss. 4, p. 881-886. ISSN 1554-527X.

POTVIN, J. R. MCGILL, S. M. NORMAN, R. W. Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine*. 1991, vol. 16, iss. 9, p. 1099-1107. ISSN 0362-2436.

PULEO, J. MILROY, P. *Běhání - anatomie*. 1. vyd. Brno: CPress, 2014. 182 s. ISBN 9788026403586.

RACE, A. AMIS, A. A. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *Journal of biomechanics*. 1994, vol. 27, iss. 1, p. 13-24. ISSN 0021-9290.

SIGNORILE, J. F. Effect of Foot Position on the Electromyographical Activity of the Superficial Quadriceps Muscles During the Parallel Squat and Knee Extension. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 1995, vol. 9, iss. 3, p. 182-187. ISSN 1533-4287.

TOUTOUNGI, D. E. Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clinical biomechanics*. 2000, vol. 15, iss. 3, p. 176-187. ISSN 0268-0033.

TRAVELL, J. G. SIMONS, D. G. *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. Vol. 2, *The lower extremities*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1992. 628 s. ISBN 0683083678.

VAKOS, J. P. Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat left: effect of barying the lumbar posture. *Spine*. 1994, vol. 19, iss. 6, p. 687-695. ISSN 0362-2436.

VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 9788072548378.

WALLACE, D. A. SALEM, G. J. SALINAS, R. POWERS, C. M. Patellofemoral joint kinetics while squatting with and without an external load. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2002, vol. 32, iss. 4, p. 141–148. ISSN 0190-6011.

WALSH, J. C. Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during “free squat” weight lift training. *The American journal of sports medicine*. 2007, vol. 35, iss. 6, p. 927-932. ISSN 0363-5465.

WATKINS, J. *Structure and function of the musculoskeletal system*. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics , 2010. 408 s. ISBN 9780736078900.

WHITTING, J. W. MEIR, R. A. HOLDING, R. CROWLEY-MCHATTAN, Z. The use of 3D motion capture to assess back squat technique wearing different footwear: A preliminary investigation. *Journal of Australian Strength and Conditioning* [online]. 2013, vol. 21, iss. 2, p. 94-8. [2016-5-17, 20:20 CET]. ISSN 1836-649X.

WRETENBERG, P. E. R. FENG, Y. I. ARBORELIUS, U. P. High-and low-bar squatting techniques during weight-training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1996, vol. 28, iss. 2, p. 218-224. ISSN 0195-9131.

## **Seznam příloh**

Příloha č. 1 - Vyjádření Etické komise

Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 - Dotazník a zdravotní stav probanda

Příloha č. 4 - Kineziologické vyšetření

Příloha č. 5 - Vybrané anamnestické údaje probandů

Příloha č. 6 – Intenzita zatížení dřepu externí zátěží

Příloha č. 7 – Seznam obrázků

Příloha č. 8 – Seznam tabulek

Příloha č. 9 – Seznam grafů

## Příloha č. 1 - Vyjádření Etické komise

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

### Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

**Název projektu:** Analýza pohybu dolních končetin při sportovním pohybu člověka – dřep

**Forma projektu:** výzkumná práce - diplomová práce

**Období realizace:** duben 2017

**Předkladatel:** Bc. Pavel Varga

**Hlavní řešitel:** Bc. Pavel Varga

**Vedoucí práce (v případě studentské práce):** Ing. Miloslav Vilímeček, Ph.D.,

**Odborný poradce :** doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

**Popis projektu:** Tato diplomová práce bude řešit pohyb dolních končetin při podřepu, v jeho jednotlivých fázích. Bude se provádět podřep bez zátěže a s externí zátěží v podobě tyče s hmotností 20 kg a s přídatnými váhovými kotouči. Vzpěrači budou zvedat cca 100-120 kg. Nevzpěrači cca 25-50kg. Jde o podřep, ne dřep! Kombinace vah jednotlivých kotoučů s přičtenou hodnotou váhy 20 kg tyče, bude odpovídat váze 70% z hodnoty jednoho opakovacího maxima dřepu daného jedince. Hodnota jednoho opakovacího maxima bude odhadnuta u každého jedince z jeho maxima – u vzpěračů každý své maximum ví. U nevzpěračů jde o jejich odhad. Jedná se o podřep, který se 70% odhadnutého maxima dřepu udělá každý člověk. Tyč s kotouči bude umístěna na ramenu měřeného. Pokusy se opakují třikrát. Měření se uskuteční pomocí přístrojového vybavení kamer Qualisys, které změní pohyb a dvou silových desek Kistler pro měření reakcí dolních končetin s podložkou. Po měření bude provedena kinematická analýza. Experimentu se zúčastní 20 probandů. 7 vzpěračů, kteří se aktivně věnují sportu ve sportovním odvětví vzpírání a 13 jedinců („nevzpěrači“) z kontrolní skupiny, kteří aktivně nesportují. Ani jiné sporty nevzpěrači nedělají. Nevzpěrače zaučí trenér vzpěračů a doc. Jelen – habilitace v oboru biomechaniky.

Obě skupiny jsou ve věku 20-37 let. Kontrolní skupinou budou studenti z řad UK FTVS, kteří mají platnou zdravotní prohlídku. Druhá skupina ze sportovního odvětví vzpěračů TJ Bohemians, kteří mají platnou prohlídku u sportovního lékaře. Testování proběhne na UK FTVS v laboratoři BEZ (biomechanika extrémní zátěže). Všichni probandi budou bez zdravotních akutních potíží.

**Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:** Jedná se o neinvazivní metodu. Při měření budou probandi pod mým neustálým dohledem společně s druhou osobou. Při pohybovém úkonu – podřep s tyčí budu společně s druhou osobou zajišťovat možnost okamžitého sejmutí vzpěračské tyče z ramen probanda, aby se předešlo případnému úrazu. Budu přítomen po celou dobu konání měření. Pauza mezi jednotlivými zdvihy bude cca 4-5 min. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Kontraindikace: postižení obratlů či meziobratlových plotének, další těžká ortopedická či neurologická poškození, závažné poruchy srdečního rytmu, oběhová a dechová nedostatečnost.

**Etické aspekty výzkumu:** Osobní data budou uchována v anonymní podobě. V maximální možné míře zabezpečím, aby získaná data nebyla zneužita. Po skončení výzkumu budou osobní data smazána. Ve fotodokumentaci budou obličejové probandů rozostřeny.

Informovaný souhlas: 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.

Potvrzují, 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 6. 4. 2017

Podpis předkladatele:



### Vyjádření Etické komise UK FTVS

**Složení komise: Předsedkyně:** doc. PhDr. Irena Parry Martinková, Ph.D.

**Členové:** prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 038/2017

dne: 6. 4. 2017

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

UNIVERZITA KARLOVA  
Fakulta tělesné výchovy a sportu  
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6  
razítko UK FTVS

  
podpis předsedkyně EK UK FTVS

## Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů 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 ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce na UK FTVS s názvem Analýza pohybu dolních končetin při sportovním pohybu člověka – dřep.

1. Tento výzkum probíhá bez finanční podpory.
2. Cílem této diplomové práce je zjistit svalové síly dolních končetin při sportovním pohybu – dřep, v jeho jednotlivých fázích. Měření bude provedeno pomocí kinematické analýzy.
3. K měření se bude využívat tyč (20kg), přídavné váhové kotouče na tyč, silové desky Kistler pro měření reakcí dolních končetin s podložkou, kamery Qualisys které změní kinematickou analýzu. Bude se provádět podřep bez zátěže a s externí zátěží v podobě tyče s hmotností 20 kg a s přídavnými váhovými kotouči. Vzpěrači budou zvedat cca 100-120 kg. Nevzpěrači cca 25-50kg. Jde o podřep, ne dřep! Kombinace vah jednotlivých kotoučů s přičtenou hodnotou váhy 20 kg tyče, bude odpovídat váze 70% z hodnoty jednoho opakovacího maxima dřepu daného jedince. Hodnota jednoho opakovacího maxima bude odhadnuta u každého jedince z jeho maxima – u vzpěračů každý své maximum ví. U nevzpěračů jde o jejich odhad. Jedná se o podřep, který se 70% odhadnutého maxima dřepu udělá každý člověk. Tyč s kotouči bude umístěna na ramenou měřeného. Měření bude probíhat v průběhu měsíce dubna 2017.
4. V rámci tohoto projektu může být při měřeném pohybu podřep s tyčí zvýšené riziko úrazu. Proto budu neustále společně s druhou osobou na probandy dohlížet a zajišťovat možnost okamžitého sejmutí tyče z ramen měřeného, aby se případnému úrazu předešlo. Budu přítomen po celou dobu konání měření. Pauza mezi jednotlivými zdvihy bude cca 4-5 min. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Do výzkumu nebudou zařazeni probandi s postižením obratlů či meziobratlových plotének, dalším těžkým ortopedickým či neurologickým poškozením, závažnou poruchou srdečního rytmu, oběhovou a dechovou nedostatečností.
5. Výzkum bude zahrnovat dvě skupiny. První skupina bude kontrolní - budou jí studenti z řad UK FTVS, kteří mají platnou zdravotní prohlídku. Druhá skupina bude ze sportovního odvětví vzpěračů TJ Bohemians, kteří mají platnou prohlídku u sportovního lékaře. Testování proběhne na UK FTVS v laboratoři BEZ (biomechanika extrémní zátěže). Všichni probandi budou bez zdravotních akutních potíží.
6. Výzkum se provádí z důvodu prokázání vlivu nesprávně prováděného dřepu na úrazovost pohybového aparátu člověka.
7. Získaná data budou zpracovávána a uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci a v odborných časopisech a na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po skončení výzkumu budou osobní data smazána. V publikovaných fotografiích budou obličej probandů rozostřeny. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány.
8. Diplomová práce bude poté účastníkům k dispozici k nahlédnutí v elektronické podobě v univerzitním repozitáři UK FTVS a tištěná podoba v univerzitní knihovně UKFTVS. O výsledky výzkumu si účastníci mohou zažádat také osobně u autora diplomové práce: natior@seznam.cz
9. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele hlavního řešitele projektu: Bc. Pavel Varga

Podpis: .....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení .....

Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím se svojí účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se mé účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) 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.

Místo, datum .....

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

## **Příloha č. 3 – Dotazník a zdravotní stav probanda**

### **Dotazník**

Jméno (iniciály):.....

Národnost:.....

Pohlaví: muž/žena

Rok narození:.....

Výška (cm):.....

Váha (kg):.....

1. Děláte při své sportovní aktivitě dřep?

Ano/Ne

2. V kolika letech jste se sportem začal/a?

3-5 let 6-10 let 11-15 let 16-20 let

21-25 let 26-30 let 31-35 let 36-40 let

3. Prošel/prošla jste odbornou přípravou, jak provádět dřep?

Ano/Ne

4. Jak často týdně trénujete?

1-2 3-4 5-6

5. Jaká je délka Vašeho tréninku?.....

6. Byla/a jste někdy v péči fyzioterapeuta?

Ano/Ne

Z jakého

důvodu?.....

7. Používáte nějaké ortopedické nebo kompenzační pomůcky (ortézy, tapovací pásy...)?

Ano/Ne

Jaké?.....

V běžném denním životě/při sportu

8. Používáte k dřepu nějaké pomůcky?

Ano/Ne

Jaké?.....

9. Jak probíhá Vaše příprava před cvičením? Jaké cviky aplikujete pro zahřátí před cvičením?

.....  
.....

10. Děláte nějaké kompenzační cvičení či sport?

.....

Další poznámky:

### **Zdravotní stav**

1. Onemocnění pohybového aparátu (kosti, klouby, šlachy, vazy)

DKK/HKK/páteř/pánev/jiná

.....

Charakter (fraktury, subluxace, luxace, distorze, laxicita, ruptury,...)

.....

Kdy?

.....

2. Deformity DKK

Noha a hlezno (pes planus, pes equinus,...)

.....

Koleno (rekurvace, valgozita, varozita,...)

.....

Kyčel (coxa vara/coxa valga, dysplazie,...)

.....

3. Deformity páteře (skolióza, kyfóza, lordóza,...)

.....

4. Bolestivé stavy

DKK/HKK/páteř/pánev/jiné

.....

5. Onemocnění kardiovaskulárního systému (závažné poruchy srdečního rytmu, srdeční nedostatečnost, dechová nedostatečnost,...)

.....

## **Příloha č. 4 – Kineziologické vyšetření**

### **Kineziologický rozbor**

#### Vyšetření stoje (aspekci)

Pohled zepředu

Pohled zezadu

Pohled z boku

#### Vyšetření chůze (aspekci)

#### Dynamické vyšetření páteře

Flexe

Extenze

Lateroflexe

#### Antropometrie – celková délka dolních končetin

Anatomická        L        P

Funkční            L        P

Umbilikální        L        P

#### Vyšetření kloubního vzorce kyčelního kloubu (metoda SFTR)

PDK

LDK

S .. – 0 - ..

S .. – 0 - ..

F .. – 0 - ..

F .. – 0 - ..

R .. – 0 - ..

R .. – 0 - ..

Vyšetření kloubního vzorce kolenního kloubu (metoda SFTR)

PDK

LDK

S .. – 0 - ..

S .. – 0 - ..

Vyšetření zkrácených svalů (dle Jandy - st.0: nejde o zkrácení, st.1: malé zkrácení, st.2: velké zkrácení)

m. iliopsoas

m. tensor fasciae latae

m. triceps surae

L P

L P

L P

m. rectus femoris

m. biceps femoris

L P

L P

Svalový test (dle Jandy – st.5: normální, st.4: dobrý, st.3: slabý, st.2: velmi slabý, st.1: záškub, st.0: nula)

*Kolenní k.*

Flexe

*Kyčelní k.*

Zevní r.

L P

Flexe

L P

Extenze

L P

Vnitřní r.

L P

Extenze

L P

L P

Vyšetření hypermobility (dle Jandy)

Zkouška extendovaných loktů

Zkouška šály

Zkouška předklonu

Zkouška založených paží

Poznámky:

**Příloha č. 5 – Vybrané anamnestické údaje probandů a možné faktory ovlivňující dřep**

**Tabulka č. 21** Vybrané anamnestické údaje a možné faktory ovlivňující dřep mužů, kteří mají zkušenost s dřepem

Proband	Pohlaví	Věk	Výška	Hmotnost	Potíže s pohybovým aparátem	Potíže s kardiovas. aparátem	Fyzioterapie	Kompenzační pomůcky	Kompenzační cvičení (sport)
1	M	20	177	84	Ne	NE	prevence	NE	plavání
2	M	21	175	83	NE	NE	NE	NE	běhání
3	M	26	172	77	ANO (větší zátěž dřepu - bolest nad kolenním kloubem)	NE	ANO (Bolest ramene, bolest spodních zad)	ANO (Vzpěračské boty, u těžších dřepů opasek)	NE
4	M	26	180	77	ANO (břišní svaly-bolest)	NE	ANO (Částečná ruptura přímého břišního svalu (bez úponu) + pravého zevního šikmého břišního svalu (včetně části úponů na pánev))	ANO (Vzpěračské boty, občas bilanční podložka)	Posilování břišního a lopatkového svalstva
5	M	24	177	82	NE	NE	NE	NE	NE
6	M	25	174	79	NE	NE	NE	NE	plavání

**Tabulka č. 22** Vybrané anamnestické údaje o tréninku dřepu mužů, kteří mají zkušenost s dřepem

Proband	Pohlaví	Věk	Začátek provozování dřepu (věk)	Doba provozování dřepu (roky)	Trénink (dny/týden)	Délka tréninku (hodin/den)	Příprava před tréninkem
1	M	20	16	4	5-6	2	Skoky na bednu
2	M	21	14	7	1-2	2	Dynamické protahování
3	M	26	13	13	3-4	1	Rozhýbání ram. a kyč. kloubů švihovými pohyby, protažení DKK v dřepu do uvolnění
4	M	26	19	7	3-4	1	Rozcvička, rozehřátí, protažení DKK
5	M	24	18	6	3-4	2	Výpady, protahování DKK
6	M	25	20	5	5-6	2	Dřepy, protahování DKK

**Tabulka č. 23** Vybrané anamnestické údaje a možné faktory ovlivňující dřep mužů a žen běžné populace

Proband	Pohlaví	Věk	Výška	Hmotnost	Potíže s pohybovým aparátem	Potíže s kardiovas. aparátem	Fyzioterapie	Kompenzační pomůcky	Kompenzační cvičení (sport)
1	M	32	191	77	ANO (skolióza páteře, luxace ram. kloubu)	NE	NE	NE	plavání
2	M	37	189	85	NE	NE	NE	NE	NE
3	M	37	181	75	NE	NE	NE	NE	NE
4	M	24	182	83	ANO (valgozita kolene)	NE	NE	ANO (Taping)	plavání
5	M	24	181	108	ANO (ruptura - šlachy m.	NE	ANO (Utržený meniskus a	ANO (Taping)	statický strečink,

					supraspinatus, oblast lopatky – bolestivé svaly)		impingement syndrom)		plavání, ragby
6	M	35	176	70	NE	NE	NE	NE	NE
7	M	28	174	76	NE	NE	NE	NE	NE
8	Ž	35	158	69	NE	NE	NE	NE	běh, plavání
9	Ž	23	166	60	ANO (odstranění sezamské kůstky u palce LDK a vznik nové osifikace, PDK pes planus)	NE	ANO (Blokády žeber, chronické problémy s kostrčí, operace palce u nohy)	ANO (Taping, sportovní vložky do bot)	jízda na kole, běh, plavání
10	Ž	33	173	87	NE	NE	NE	NE	NE
11	Ž	33	177	115	ANO (valgozita kolene, plochá záda, bolestivé svaly – páteř, pánev)	NE	NE	NE	plavání
12	Ž	34	165	72	ANO (distorze hlezna)	NE	NE	NE	NE
13	Ž	26	167	52	ANO (hypermobilní obratle, skolióza páteře)	NE	ANO (bolest zad)	ANO (vložky do bot, taping)	NE
14	Ž	37	176	70	NE	NE	NE	NE	NE

## Příloha č. 6 – Intenzita zatížení dřepu externí zátěží

**Tabulka č. 24** Intenzita zatížení dřepu externí zátěží mužů, kteří mají zkušenost s dřepem

Proband	Pohlaví	Věk	1RM	70% z 1RM
1	M	20	150	105
2	M	21	120	84
3	M	26	115	80,5
4	M	26	150	105
5	M	24	130	91
6	M	25	110	77

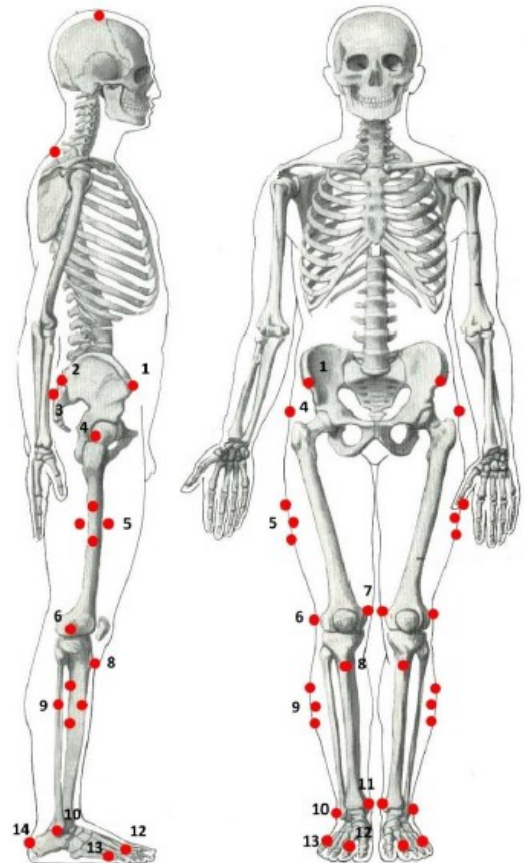
**Tabulka č. 25** Intenzita zatížení dřepu externí zátěží mužů a žen běžné populace

Proband	Pohlaví	Věk	1RM	70% z 1RM
1	M	32	70	49
2	M	37	100	70
3	M	37	65	45,5
4	M	24	85	59,5
5	M	24	100	70
6	M	35	60	42
7	M	28	50	35
8	Ž	35	45	31,5
9	Ž	23	40	28
10	Ž	33	40	28
11	Ž	33	45	31,5
12	Ž	34	55	38,5
13	Ž	26	35	24,5
14	Ž	37	35	24,5

## Příloha č. 7 – Seznam obrázků

**Obrázek č. 1** Umístění setu markerů při měření dřepu

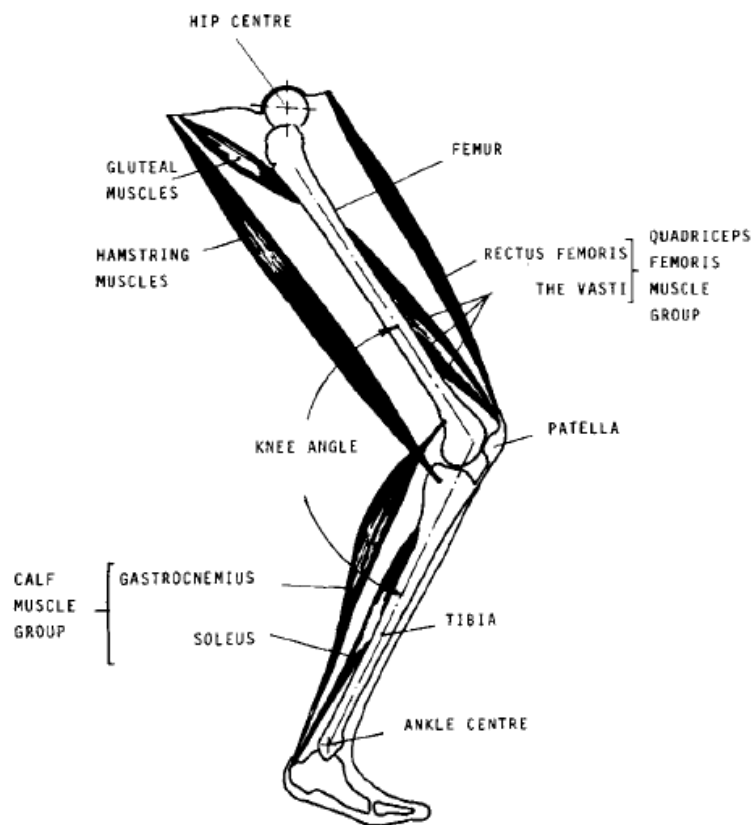
- 1 – spina iliaca anterior superior
- 2 – spina iliaca posterior superior
- 3 – os sacrum
- 4 – caput femoris (nad trochanter major)
- 5 – střední část na laterální straně stehna
- 6 – epicondylus lateralis femoris
- 7 – epicondylus medialis femoris
- 8 – tuberositas tibiae
- 9 – distální část na laterální straně bérce (zhruba  $\frac{1}{3}$ )
- 10 – maleolus lateralis
- 11 – maleolus medialis
- 12 – articulatio metatarsophalangea II. phalanx proximalis pedis
- 13 – articulatio metatarsophalangea V. phalanx proximalis pedis
- 14 – tuber calcanei



**Obrázek č. 2** Technika dřepu a pozice vzpěračské tyče při dřepu (Gullet, 2009)



**Obrázek č. 3** Model svalů dolní končetiny (Dahlkvist, 1982)



## **Příloha č. 8 - Seznam tabulek**

**Tabulka č. 1:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu

**Tabulka č. 2:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu

**Tabulka č. 3:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Docílení rovnoběžné polohy stehen s podlahou

**Tabulka č. 4:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Vzdálenost kolenních kloubů od sebe

**Tabulka č. 5:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů

**Tabulka č. 6:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu

**Tabulka č. 7:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu

**Tabulka č. 8:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Docílení rovnoběžné polohy stehen s podlahou

**Tabulka č. 9:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Vzdálenost kolenních kloubů od sebe

**Tabulka č. 10:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů

**Tabulka č. 11:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu

**Tabulka č. 12:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu

**Tabulka č. 13:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Docílení rovnoběžné polohy stehen s podlahou

**Tabulka č. 14:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Vzdálenost kolenních kloubů od sebe

**Tabulka č. 15:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů

**Tabulka č. 16:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu

**Tabulka č. 17:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Rozsah pohybu extenze v hlezenním kloubu

**Tabulka č. 18:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Docílení rovnoběžné polohy stehen s podlahou

**Tabulka č. 19:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Vzdálenost kolenních kloubů od sebe

**Tabulka č. 20:** Výsledky statistického hodnocení sledovaného parametru Postavení chodidel na šířku kyčelních kloubů

**Tabulka č. 21** Vybrané anamnestické údaje a možné faktory ovlivňující dřep mužů, kteří mají zkušenost s dřepem

**Tabulka č. 22** Vybrané anamnestické údaje o tréninku dřepu mužů, kteří mají zkušenost s dřepem

**Tabulka č. 23** Vybrané anamnestické údaje a možné faktory ovlivňující dřep mužů a žen běžné populace

**Tabulka č. 24** Intenzita zatížení dřepu s externí zátěží mužů, kteří mají zkušenost s dřepem

**Tabulka č. 25** Intenzita zatížení dřepu s externí zátěží mužů a žen běžné populace

## **Příloha č. 9 - Seznam grafů**

**Graf č. 1** Výsledky F testu mezi muži běžné populace a muži se zaučením a zkušeností dřepu – bez zátěže a s externí zátěží

**Graf č. 2** Výsledky F testu mezi muži a ženami běžné populace – bez zátěže a s externí zátěží