

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VLIV RŮZNÝCH DRUHŮ ROZCVIČENÍ NA TECHNIKU DŘEPU
Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Michal Sláma, TVS

Vedoucí práce: doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2021

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Michal Sláma

Název diplomové práce: Vliv různých druhů rozcvičení na techniku dřepu

Pracoviště: Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt: Diplomová práce se zabývá vlivem různých druhů rozcvičení na techniku dřepu. Cílem bylo zhodnotit jaký efekt má použití foam rollingu a dynamického strečinku u dřepu s vlastní hmotností, zadního a předního dřepu s činkou, na pohyb trupu, hloubku dřepu a pozici osy v dolní části dřepu. Výzkumu se účastnilo 9 mužů a 10 žen ve věku 18 až 45 let bez zranění ovlivňující techniku dřepu. Vyhodnocení techniky dřepu probíhalo pomocí videozáznamu a analýzy v programu Dartfish. Výsledky ukazují, že větší efekt mají rozcvičky u mužů oproti ženám, především metoda foam rollingu se jevila jako více efektivní.

Klíčová slova:

Dřep, Technika, Rozcvičení, Foam rolling, Dynamický strečink

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Bc. Michal Sláma

Title of master thesis: Effect of warm-up method on squat technique

Department: Faculty of Physical Culture Palacký University Olomouc, Department of Natural sciences in kinanthropology

Supervisor: doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2021

Abstract: The master thesis tested an influence of various warm-up exercises on a squat technique. The work analysed an impact of a foam rolling and a dynamic stretching on three types of the squat, namely a bodyweight squat, a barbell front squat and a barbell back squat. The impact was measured in the form of changes in three observed parameters, such as a position of upper; a squat depth in the form of an; a bar position in maximum squat. The group of study participants consisted of 19 persons – 10 females and 9 males – whose average age fluctuates between 18 and 45 years. The analyses of individual squats were conducted by means of video recordings and the Dartfish software. The results showed that a greater impact on the observed parameters can be observed in case of the foam rolling warm-up which was performed by the males and which appears to be more effective for them.

Keywords:

Squat, Technique, Warm-up, Foam rolling, Dynamic stretching

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením doc. Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje, dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 20. 6. 2021

.....

Děkuji doc. Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. a Mgr. Petru Linduškoví, za odborné vedení, poskytnutí cenných rád, trpělivost a věnovaný čas.

Obsah

1 ÚVOD.....	7
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	9
2.2 Anatomické parametry dřepu.....	9
2.2.1 Hlezenní kloub a chodidlo.....	9
2.2.2 Kolenní kloub.....	13
2.2.3 Kyčelní kloub.....	20
2.2.4 Páteř.....	26
2.3 Technika dřepu.....	29
2.3.1 Dřep s vlastní vahou.....	29
2.3.2 Zadní dřep, varianta high bar.....	31
2.3.3 Přední dřep.....	35
2.4. Rozcvičení před tréninkovou jednotkou.....	36
2.4.1 Foam roller – masážní válec.....	36
2.4.2 Dynamický strečink.....	42
3 CÍLE.....	47
3.1. Výzkumné otázky.....	47
4 METODIKA.....	48
4.1. Výzkumný soubor.....	48
4.2. Průběh výzkumu.....	48
4.2.1 Podmínky měření.....	48
4.2.2 Použité vybavení.....	48
4.2.3 Způsoby rozcvičení a provedení dřepů.....	49
4.2.4. Průběh měření.....	51
4.3. Metody hodnocení.....	51
4.4. Statistické zpracování.....	52
5 VÝSLEDKY.....	53
5.1. Vliv rozcvičení na kompletní soubor testovaných.....	53
5.2. Vliv rozcvičení na techniku dřepů u žen.....	57
5.3. Vliv rozcvičení na techniku dřepů u mužů.....	62
6 DISKUZE.....	68
7 ZÁVĚR.....	73
8 SOUHRN.....	74
9 SUMMARY.....	75
REFERENČNÍ SEZNAM:.....	77
Seznam příloh.....	85
Přílohy.....	86

1 ÚVOD

Dřep je jedním z nejvíce využívaných cvičení v oblasti rozvoje silových a kondičních schopností. Vzhledem ke složitosti cviku a jeho mnoha proměnných týkajících se výkonu, má porozumění dřepu a jeho biomechaniky velký význam pro dosažení optimálních výsledků svalového rozvoje a rovněž na snížení výskytu zranění související s tréninkovým procesem (Schoenfeld, 2010).

Vzhledem k tomu, že se jedná o komplexní cvik a pro tělo přirozený pohyb, získal si dřep v posledních dekáдах velkou pozornost (Butler et al. 2010).

Biomechanické a neuromuskulární podobnosti dřepu s celou řadou atletických pohybů jsou důvodem, proč je součástí mnoha sportovních tréninků jako základní cvičení, jehož prostřednictvím sportovci zvyšují svůj výkon. Rovněž je nedílnou součástí sportů jako silový trojboj či vzpírání a je využíván jako jeden z hlavních testů pro sílu dolních končetin (Schoenfeld, 2010).

Z benefitů provádění dřepů netěží pouze sportovci. Vzhledem k tomu, že většina denních aktivit během života vyžaduje simultánní koordinovanou interakci mnoha svalových skupin, je dřep považován za jeden z nejlepších cviků, protože aktivuje více svalových skupin v jediném pohybu (Fry et al., 2003).

Dřepování, jakožto pohyb, je podobný řadě činností, které člověk vykonává během dne (například zvedání břemen ze země) ať už v domácnosti, či při jiných činnostech nebo koníčcích (Schoenfeld, 2010).

V klinické praxi byl dřep hojně využívaným cvikem pro měření síly dolních končetin a pro zhodnocení rekonvalescence po kloubních úrazech, dále pro terapeutickou léčbu vazivových zranění, patelo-femorální dysfunkci, výměnu kloubů či nestabilitu kotníků (Dahlkvist et al. 1982). Mimo to je dřep díky svojí komplexnosti a postavení kloubních segmentů, jedním z hlavních cviků pro rehabilitaci předního křížového vazů (Schoenfeld, 2010).

Téma dřepu je zkoumáno především z pohledu výkonu, ať už se jedná o vliv dřepu na výkon (například vliv intenzity u dřepu na vertikální výskok od Atsuki et al., 2014) nebo vliv například metody rozcvičení na výkon dřepu (například Riberio et al., 2020 zkoumající vliv intenzity rozcvičovacích sérií na techniku dřepu a bench-pressu).

Cílem diplomové práce je zjistit, jaký efekt má vliv specifického druhu rozcvičení na techniku dřepu ve skupině mužů a žen. Jako metody rozcvičení jsme vybrali foam rolling a

dynamický strečink a vliv těchto rozeviček budeme porovnávat pomocí videozáznamu, a to u dřepu s vlastní hmotností, zadního a předního dřepu s velkou činkou.

Motivací proč zpracovat téma vlivu rozevičení na techniku dřepu, pro mě byla možnost využití naměřených výsledků ve vlastní praxi. Jako student Fakulty tělesné kultury v Olomouci a osobní trenér ve fitness se s dřepem v různých jeho formách setkávám denodenně.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.2 Anatomické parametry dřepu

Provedením dřepu aktivujeme většinu svalů dolních končetin, především pak kvadriceps femoris, extenzory, abduktory a adduktory kyčlí a lýtkové svaly (Nissel & Ekholm, 1986). Mimo svalů dolních končetin se na dřepu podílí i jiné svalové skupiny, zahrnující svaly břišní stěny, vzpřimovače páteře, trapézy, rombické svaly, a další, které zajišťují posturální stabilizaci trupu. Celkem se na dřepu podílí přes 200 svalů (Solomonow et al., 1987).

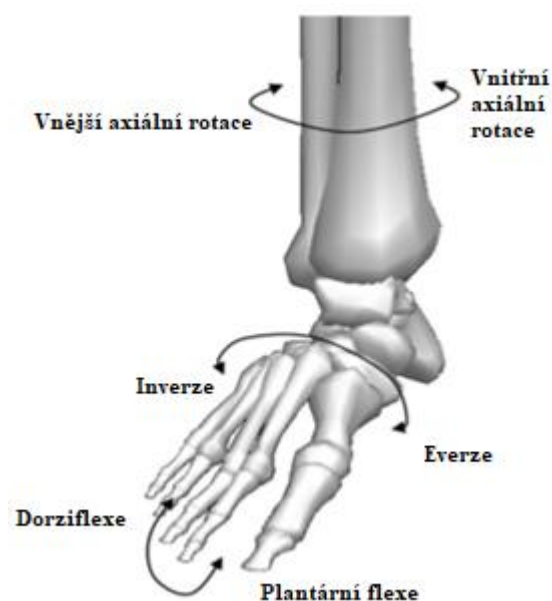
Pokud je dřep proveden technicky správně, výskyt zranění je velmi nepravděpodobný (Watkins, 1999). Naopak špatná technika může vést k řadě zranění, zvláště pokud provádíme dřep s velkou zátěží. Zdokumentovaná zranění, která souvisí se cvičením dřepu, zahrnují úrazy jako poškození svalů a vazů, výhřezy a degenerace meziobratlových plotének či spondylolistéza (Vakos et al. 1994).

Když mluvíme o dřepu, můžeme narazit na spoustu modifikací nebo proměnných, které mají vliv na provedení pohybu či zapojování svalových partií. Například hloubka dřepu může být variabilní a obecně se určuje podle úhlu flexe v koleni. Trenéři silových sportů rozlišují dřepy do 3 základních skupin, a to na tzv. částečné dřepy (úhel 40° v koleni), poloviční dřepy (úhel mezi 70 a 100°), a hluboké dřepy (úhel větší než 100°). Nicméně neexistuje žádné obecné doporučení, jaká hloubka je správná, a v různých publikacích tak můžeme narazit na rozdílné názory o správné hloubce dřepu. Mezi další proměnné pak patří například různá intenzita či umístění zátěže, poloha chodidel, rychlost provedení, stupeň únavy, a další (Watkins, 1999).

Dřep začíná ze vzpřímeného postavení, přičemž kolena a kyčle směřují do stran. Pohyb dolů je zahájen flexí kyčlí a kolen a dorzální flexí hlezenních kloubů. V momentě dosažení požadované hloubky zahajuje cvičenec pohyb nahoru, kdy dochází naopak k extenzi výše zmíněných kloubních segmentů (u hlezenního kloubu k plantární flexi), a končí opět ve vzpřímené pozici (Schoenfeld, 2010).

2.2.1 Hlezenní kloub a chodidlo

Hlezenní kloub se skládá z talokruálního a subtalárního kloubu, kde tyto klouby (obrázek 1) zajišťují dorsiflexi/plantární flexi a everzi/ inverzi a mají malý podíl na abdukci a addukci (Brockett et al. 2016; Signorile et al. 1995).

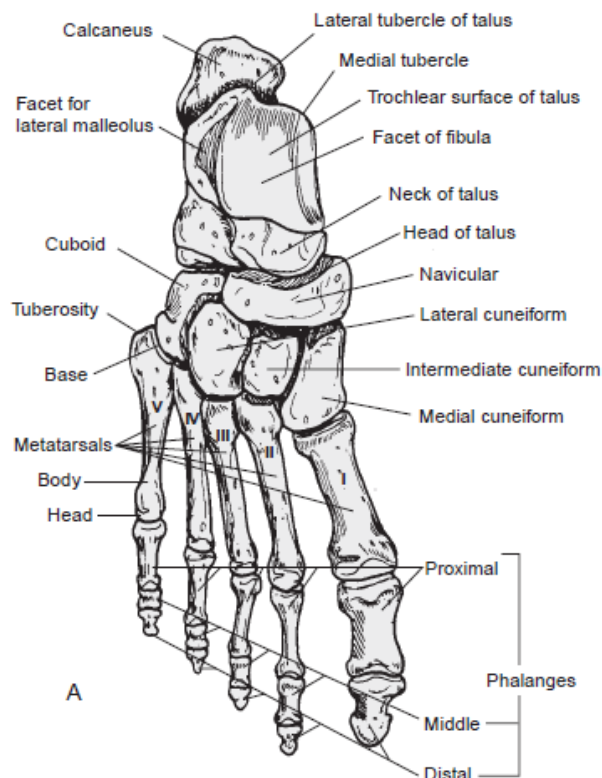


Obrázek 1 – Pohybové možnosti hlezenního kloubu (upraveno dle Brockett et al. 2016)

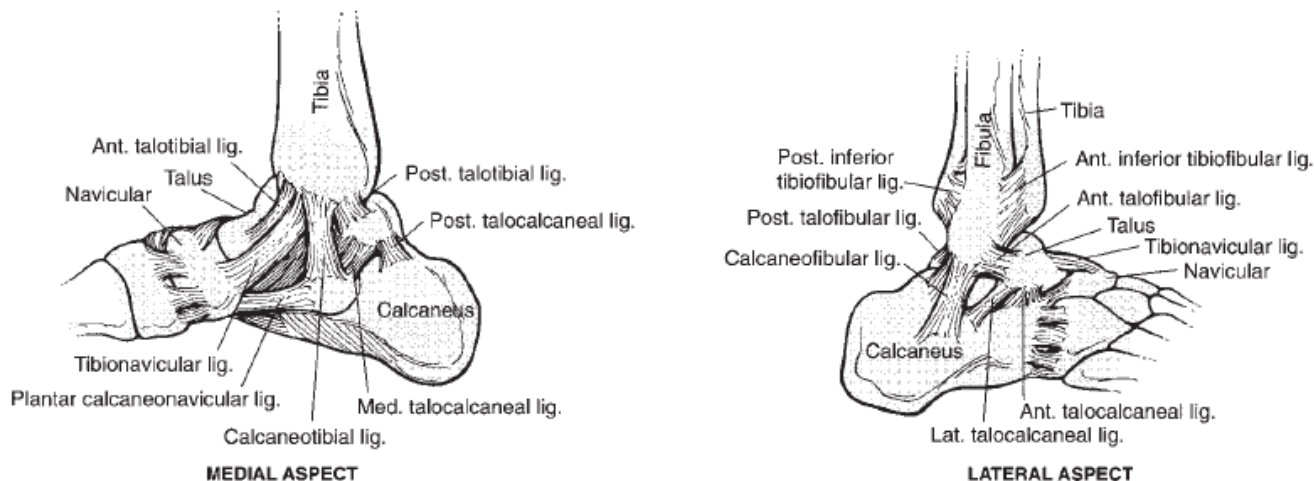
Během dřepu se talokruální kloub a jeho části pohybují tak, že vytvářejí dorsiflexi (při pohybu dolů) a plantární flexi (při pohybu nahoru), zatímco subtalární kloub má jako hlavní funkci udržení posturální stability, přičemž se snaží minimalizovat everzi a inverzi chodidla.

Běžný rozsah pohybu u talokruálního kloubu je 20° dorsiflexe a 50° plantární flexe, u subtalárního kloubu se jedná o 5° pro everzi i inverzi bez pohybu přední nohy (Clarkson et al. 1999).

Až 26 kostí (obrázek 2) a 30 synoviálních kloubů, přes 100 vazů (obrázek3) a 30 svalů (obrázek4), se podílí na správné funkci hlezenního kloubu a chodidla (Hamill et al. 2009).



Obrázek 2 – Kosti hlezenního kloubu a chodidla (Hamill et al. 2009)



Obrázek 3 – Vazy hlezenního kloubu a chodidla (Hamill et al. 2009)

Hlezenní kloub má zásadní vliv na provedení dřepu, protože se podílí na stabilitě ale i na generování síly, potřebné pro výkon (Hung et al., 1999).

Dionisio et al. (2008) uvádí, že během vzpřímené pozice před zahájením dřepu je tzv. působíště reakční síly (centrum tlaku, center of pressure – COP, odkazuje k bodu na chodidle, kam směřují tlakové síly našeho těla; Ruhe et al. 2011) přibližně uprostřed chodidla. Během

pohybu dolů se COP přesouvá dozadu na patu a zároveň klesá plantiflekční moment síly. Při pohybu zpět nahoru se COP přesouvá naopak k prstům chodidla a samozřejmě dochází ke zvýšení plantiflekčního momentu síly.

Svaly hlezenního kloubu a chodidla hrají důležitou roli při držení těla, absorbují a generují energii během pohybu a také odolávají tlaku, který tělo svou hmotností a pohybem vytváří (Hamill et al. 2009).

Potvin et al., (1991) uvádí, že svaly trojhlavého lýtkového svalu, gastrocnemius a soleus, jsou hlavní svaly zodpovědné za dynamiku hlezenního kloubu, vytvářením koncentrické kontrakce během plantární flexe (vzestupná fáze dřepu) a excentrické kontrakce během dorsiflexe (sestupná fáze).

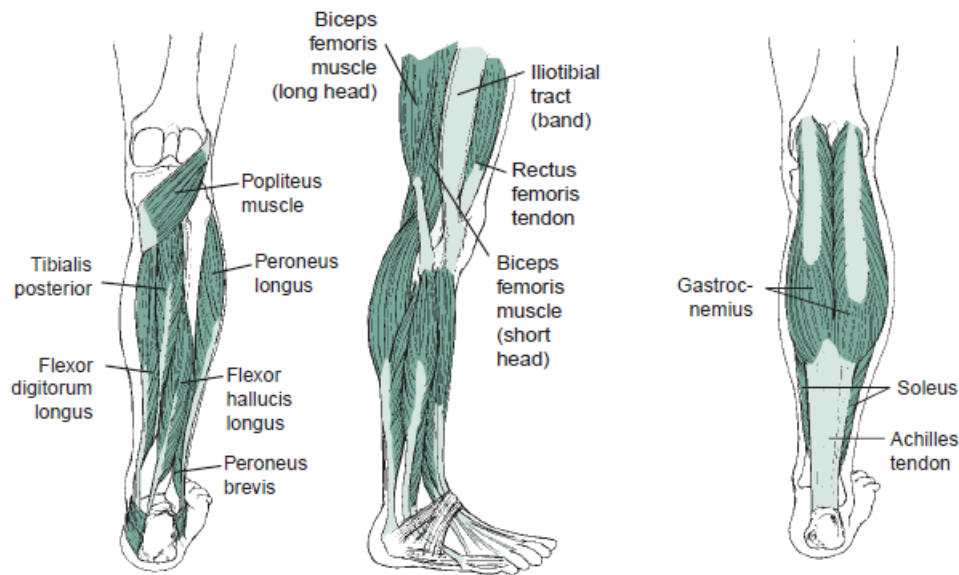
Co se týče lýtkových svalů, podílejících se na fungování hlezenního kloubu (obrázek 4), Donnelly et al. (2006) říkají, že pro gastrocnemius během provádění dřepu platí, že čím vyšší je flexe v kolenní (při sestupné fázi dřepu), tím více se tento sval zapojuje do práce.

Soleus je hlavním tahounem dorsiflexe, a proto pokud dojde k jeho zkrácení, dochází k funkčnímu zkrácení nohy, což má za následek omezenou dorsiflexi chodidla. (Hamill et al. 2009)

Toutoungi et al. (2000) uvádí, že soleus se stejně jako gastrocnemius zapojuje při flexi, přičemž zde platí ještě více pravidlo, že čím větší flexe, tím více se zapojuje do práce. Důvod je anatomické umístění svalů a jejich funkce, kdy soleus je čistě sval zajišťující plantární flexi, se začátkem na tibií a fibule a úponem na calcaneu. Naopak gastrocnemius se mimo to podílí i na flexi kolene, protože se táhne i přes kolenní kloub (Hamill et al. 2009). Podle Dionisio et al. (2008) se společná aktivace těchto dvou svalů podílí na stabilitě kotníku v excentrické fázi dřepu (pohybu dolů).

V případě, že svaly jako gastrocnemius, tibialis anterior a posterior, které zajišťují stabilitu kotníku, nejsou dostatečně silné, může dojít k valgóznímu postavení kolen a pronaci chodidla. Problém může dále vést k mediální dislokaci kolen (Bell et al. 2008).

Adekvátní mobilita kotníku je důležitá pro kontrolu pohybu a rovnováhu, jak při sestupné, tak i vzestupné fázi. Pokud kotník není dostatečně mobilní, dochází ke zvedání paty chodidla ze země, zvláště pak při vyšším stupni flexe v kolenní. To má za následek, že nejen v kotníku, ale dále i v kolenním kloubu, kyčli a na páteři dochází k přetížení kloubů, vlivem kompenzace, která vzniká právě špatnou mobilitou.



Obrázek 4 – Svaly hlezenního kloubu a chodidla (Hamill et al. 2009)

2.2.2 Kolenní kloub

Klouby kolen tvoří tibiofemorální kloub, patellofemorální kloub a horní tibiofemorální kloub. Vazy, které kolenní kloub obklopují a jsou zatíženy pouze napětím, tvoří pasivní podporu pro koleno. Svaly, které jsou rovněž zatíženy pod napětím, tvoří aktivní podporu kolen a kostí, nabízející podporu a odolnost vůči tlaku. Funkční stabilitu kolen pak tvoří pasivní restrikce vazů, aktivita svalů a kompresní síla tlačící kosti proti sobě (Hamill et al. 2009).

Standardní rozsah pohybu v kolenním kloubu je 130° až 145° ve flexi a 1° až 2° v hyperextenzi. Dále je koleno schopné v 90° flexi provést 6° až 30° interní rotace a 45° externí. Rozsah pohybu při varózním postavení kolen či abdukci a valgózním postavením kolen či addukci je malý, okolo 5° (Hamill et al. 2009).

Tibiofemorální kloub je jedna ze dvou částí kolenního kloubu, která má na starost pohyb v sagitální rovině pohybu v rozmezí 0 (plná extenze) až 160° ve flexi (Li et al. 2004).

Jak už název napovídá, skládá se ze dvou kostí - femuru a tibie – dvou nejdelších kostí v těle (Hamill et al. 2009). Kromě pohybu v sagitální rovině zde můžeme zaznamenat i menší pohyb v rovině transversální při dynamickém pohybu, kdy se femur pohybuje laterálním směrem během flexe a mediálním během extenze. To má za následek, že okamžitý střed otáčení v koleni se mírně posune během provádění dřepu (Schoenfeld, 2010). Hamill et al. (2009) uvádí, že v tomto kloubu probíhá flexe a extenze, podobně jako v loketním kloubu, nicméně při flexi zde dochází i k menší, ale významné množství rotaci.

Mezi holenní kostí a stehenní kostí leží dva oddělené chrupavčité útvary – menisky. Tyto menisky jsou důležitou částí kolenního kloubu, protože zvyšují stabilitu v kloubu prohloubením kontaktní plochy na holenní kosti. Dále se podílí na absorpci šoku přenesením poloviny zatížení v plné extenzi a výraznou porcí zatížení ve flexi. Menisky dále chrání kloubní chrupavku.

Tibiofemorální kloub podporují čtyři hlavní vazy (obrázek 5,6), dva kolaterální a dva křížové (zkřížené), pomáhající udržovat relativní polohu tibie a femuru, aby jejich kontakt byl správný a byl proveden ve správný čas. Jedná se o pasivní nosné konstrukce kolenního kloubu sloužící jako záloha svalů. Na stranách nacházíme kolaterální vazy.

Mediální kolaterální vaz (MCL – medial collateral ligament) je plochý, trojúhelníkový vaz, který pokrývá velkou plochu mediální strany kloubu a podporuje koleno proti silám způsobující valgózní postavení kolen a poskytuje určitý odpor proti interní a externí rotaci. Napíná se v extenzi a redukuje svou délku přibližně o 17 % v plné flexi. Způsobuje omezení valgózního postavení kolen o 78 % ve flexi 25°.

Laterální kolaterální vaz (LCL – lateral collateral ligament) je tenčí a kulatější oproti MCL. Jeho působení zamezuje varóznímu postavení kolen. Tento vaz se také napíná v extenzi a redukuje jeho délku o 25 % v plné flexi. LCL omezuje varózní postavení kolen o 69 % ve flexi 25° a vytváří určitou podporu v laterální rotaci.

Křížové vazy leží uvnitř kloubu v interkondylárním prostoru a řídí předozadní a rotační pohyb v kloubu.

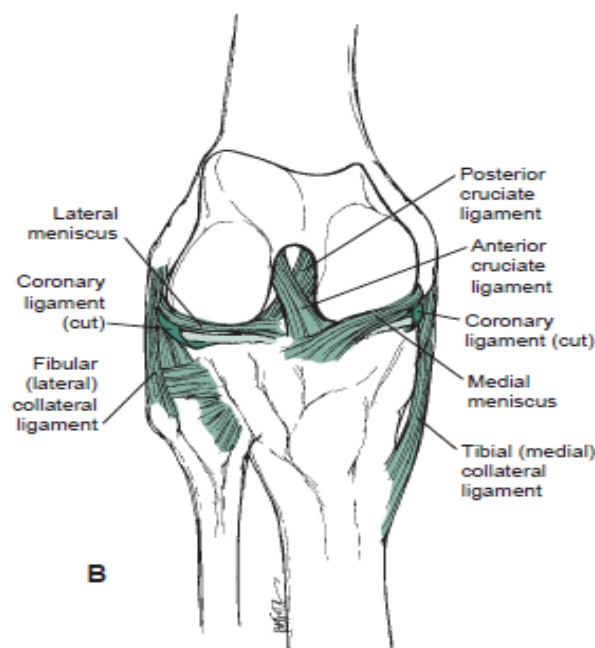
Přední křížový vaz (ACL – anterior cruciate ligament) vytváří primární omezení v předním pohybu tibie na femur (celkově vytváří 85% omezení v tomto směru). ACL je o 40% delší než jeho protějšek – posterior cruciate ligament (PCL). Tento rozdíl se ještě prodlužuje asi o 7 % při 90° flexi kolen a udržuje tuto délku až po maximální flexi. Ještě více se ACL natahuje při interní rotaci kolena. Při externí rotaci se při flexi 90° (až do maximální), protáhne až o 10 %. ACL a jeho části jsou napnuté při různých polohách kolen. Přední vlákna se napínají v extenzi, prostřední v interní rotaci a zadní ve flexi. ACL se jako celek považuje napnutý v plné extenzi.

PCL omezuje zadní pohyb tibie na femur o 95 %. Tento vaz se zkracuje a uvolňuje o 10 % při 30° flexi kolen a udržuje tuto délku po dobu flexe. Naopak se natahuje o 5 % při interní rotaci kloubu až do 60° flexe a poté se zkracuje o 5 až 10% při pokračující flexi. PCL není ovlivněn externí rotací a udržuje si konstantní délku. Maximálně je napnutý při 45° až 60° flexi. Stejně jako ACL, se PCL zapojuje do různých funkcí. Zadní vlákna se napínají v extenzi, přední v mírné flexi a zadní v plné flexi (Hamill et al. 2009)

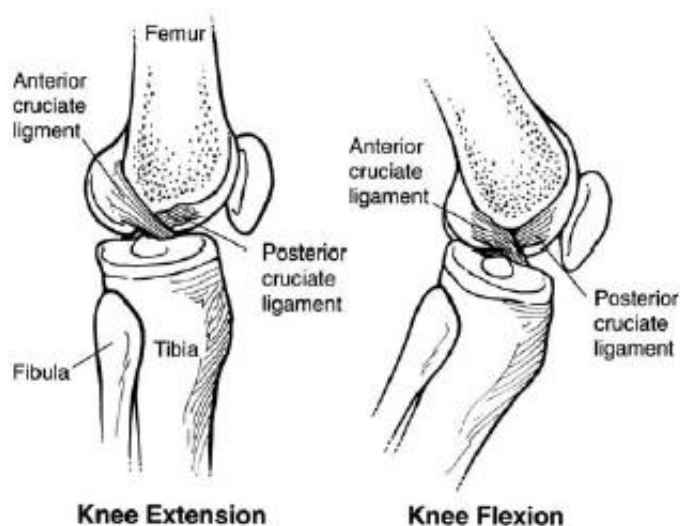
Ačkoliv se objevovaly názory, že dřep v plné hloubce může být spojen s rizikem zranění měkkých tkání, tak se tyto obavy ukázaly jako neopodstatněné. Přestože je pravdou, že smykové síly v předním směru mají tendenci zvyšovat úhly v kolenní, síly působící na přední a zadní křížový vaz naopak klesají ve vysoké flexi (Schoenfeld, 2010). Li et al. (2005) zkoumali kinematiku ACL při dřepu a zjistily, že čím je větší flexe v kolenní, tím méně dochází k natažení ACL. Díky tomu, při provádění dřepu v úhlech větších než 120° dochází mnohem méně k přednímu a zadnímu tibiálnímu přenosu a rotaci v porovnání s prováděním dřepu v menších úhlech. Takové omezení je zřejmě způsobeno nárazem zadní strany horní části tibie se zadní strany dolní části femurálního kondylu nebo kompresí měkkých tkání zahrnujících meniskus, zadním pouzdem (z angl. posterior capsule), tukovou tkání hamstringů a kůží (Lattanzio et al., 1997). Výsledkem je lepší stabilita a větší tolerance k zátěži.

Fry et al. (2003) zmiňují, že když porovnávali profesionální trojbojaře a zkoumali jejich techniku, našli výrazné rozdíly mezi těmi nejúspěšnějšími sportovci a těmi méně úspěšnými. Velkou roli zde hrál právě tlak na kolenní kloub, kdy u méně zkušených trojbojařů docházelo mimo jiné k většímu předklonu trupu a tím přenesení větší zátěže na kolenní kloub. To potvrzuje fakt, že pro bezpečný a zdravý dřep je zapotřebí výborná technika.

Oba vazy tedy mají stabilizační funkci, omezují rotaci a způsobují klouzání kondylů nad tibií při flexi. Rovněž pomáhají zamezovat varóznímu a valgóznímu postavení kolen (Hamill et al. 2009).



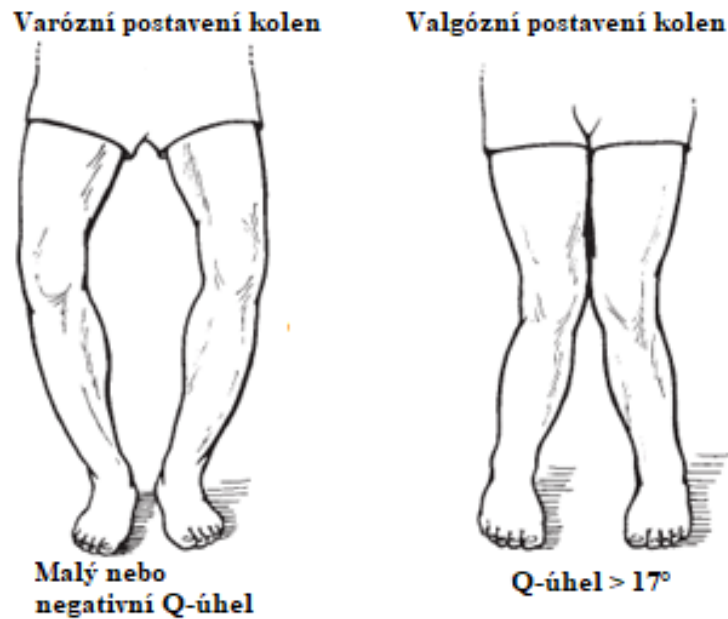
Obrázek 5 – Vazy kolenního kloubu (Hamill et al. 2009)



Obrázek 6 – Křížové svaly při extenzi a flexi kolene (Hamill et al. 2009)

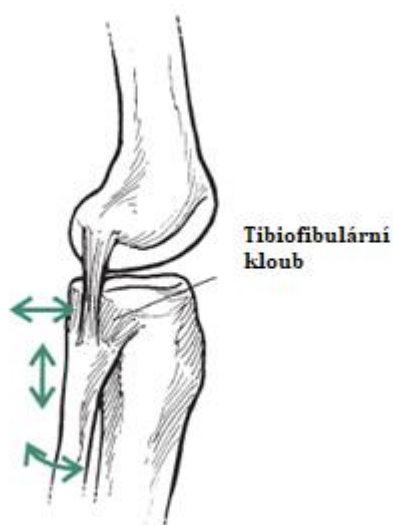
Patellofemorální kloub je spojením patelly a vyhloubenou kloubní plochou femuru. Patella je trojúhelníková sezamská kost obalená šlachou kvadricepsu femoris. Její hlavní rolí je zvyšování mechanické výhody pro kvadriceps femoris. Zadní plocha patelly je pokrytá nejsilnější chrupavkou v těle. Vertikální hřbet kosti rozděljuje spodní stranu pately do mediálních a laterálních faset, z nichž každá může být rozdělena na vrchní, střední a spodní fasetu. Sedmá z faset leží na vzdálené mediální straně patelly. Během flexe a extenze se pět z těchto faset obvykle dotýká femuru.

Patella je k hrboleku tibie připojena silnou patelární šlachou. K femuru a tibii je připojena malými patellofemorálními a patellotibiálními vazy. Poloha patelly a zarovnání dolní končetiny v přední rovině je determinována pomocí Q-úhlu (Quadriceps angle, obrázek 7), který představuje dvě linie, přičemž první linie vede z přední vrchní části hřebene kosti kyčelní do středu patelly a druhá linie, vede ze středu patelly na hrbolek tibie. Při normálním zarovnání by kyčelní kloub měl být stále svislý, soustředěný přes kolenní kloub. Q-úhel pro funkci kvadricepsu femoris je okolo 10° valgózního postavení kolen. Muži mají průměrně Q-úhel na hodnotách 10° až 14°, zatímco ženy průměrně 15° až 17°, pravděpodobně kvůli širší pánevní oblasti. Při vyšším vybočení Q-úhlu od normy směrem ven vzniká varózní postavení kolen, při propadání kolen dovnitř valgózní (obázek č. 7).



Obrázek 7 – Q – úhel, varózní a valgózní postavení kolen (upraveno dle: Hamill et al. 2009)

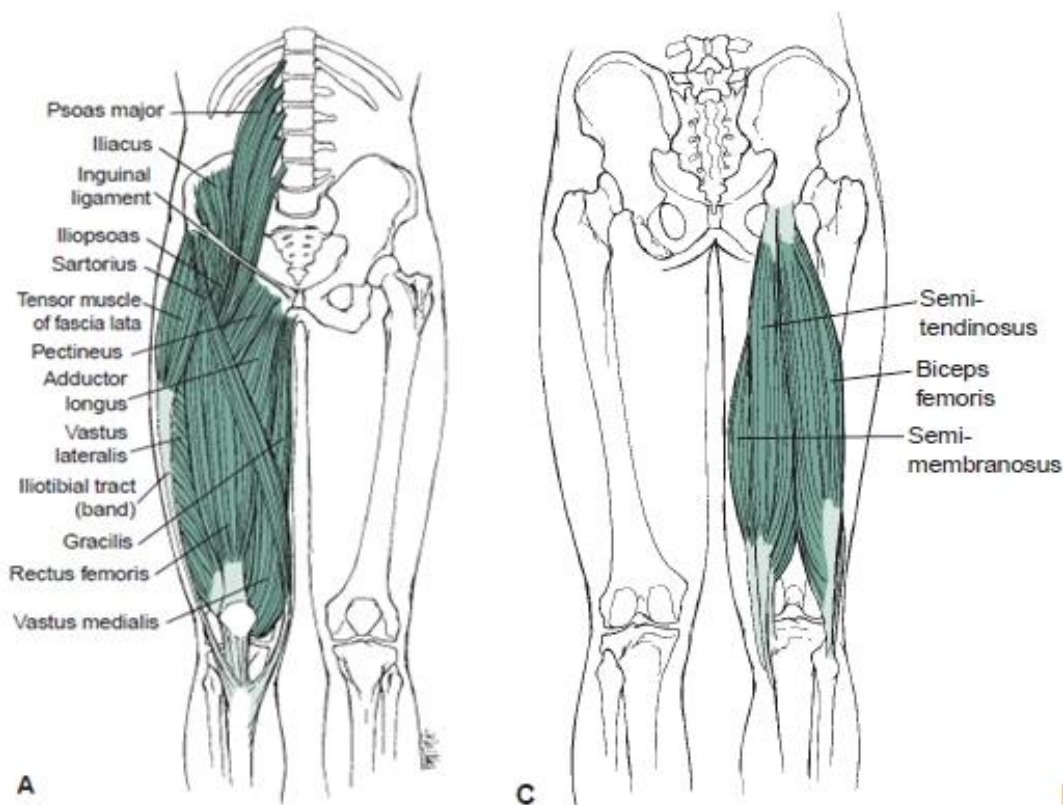
Posledním kloubem je malý, tibiofibulární kloub (obrázek 8), který leží mezi hlavou fibuly a posterolaterální a dolní částí tibialního condylu. Jedná se o klouzává kloub, který se pohybuje vpřed/vzad, nahoru/dolů a rotuje v reakci na rotaci tibie a chodidla. Jeho funkcí je rozptylování torzního napětí způsobeného pohyby chodidla a zmírňuje boční ohýbání tibie.



Obrázek 8 – Tibiofibulární kloub (upraveno dle Hamill et al. 2009)

Svaly mají oproti vazům, jejichž hlavní funkce je statická stabilizace, funkci dynamické stabilizace. Hlavním svalem působícím při dřepu je kvadriceps femoris, který provádí extenzi kolene v koncentrické kontrakci, zatímco ve fázi excentrické kontrakce brzdí flexi kolene. Hamstringy (biceps femoris, semitendinosus, semimebranosus) jsou technicky antagonisté pro kvadriceps femoris. Během cvičení s uzavřeným řetězcem však paradoxně spolupracují, a tato synergie je poté důležitá pro zvýšení integrity kolenního kloubu při dřepu. Hamstringy totiž kontrahují společně s kvadricepsy a dále vytvářejí protiregulační tah na tibia, čímž pomáhají neutralizovat přední tibiofemorální smyk, který vytváří kvadriceps a pomáhají tak zmírňovat zatížení předního křížového vazů (Escamilla, 2001).

Svalová síla při extenzi kolenního kloubu je vytvářena především pomocí svalů jako je kvadriceps femoris (obrázek 9), přičemž maximální aktivita těchto svalů se pohybuje v úhlu mezi 80° a 90°, poté zůstává relativně neměnná (Escamilla et al., 2001). Extenze kolenního kloubu je důležitým prvkem pro vyvinutí síly dolních končetin v mnoha různých pohybových úkonech člověka. Svaly, které se na extenzi podílí bývají také často používány k excentrické kontrakci a zpomalují rapidní flexi v koleni. V hlavní roli zde vystupuje především kvadriceps femoris, který je jedním z nejsilnějších svalů v těle, přičemž může být až 3x silnější než jeho antagonisté – hamstringy, díky jeho zapojení v negativním pohybech nohy a nepřetržitou kontrakcí proti gravitaci. Kvadriceps femoris je svalová skupina složená ze 4 hlav – rectus femoris, vastus intermedius, lateralis a medialis. Kvadriceps se napojuje na tibia pomocí patellární šlachy a přispívá tak i ke stabilitě patelly. Jako svalová skupina také přitahují menisky vpřed přes meniscopatellární vaz při extenzi kolene. Při kontrakci snižují napětí MCL a pracují s PCL, aby nedošlo k zadnímu přemístění tibie. Rectus femoris je z této skupiny svalů jediným dvou-kloubovým svalem a jako takový výrazně nepřispívá k extenzi kolena, dokud není kyčelním kloub ve správné pozici. Jako extenzor kolene je omezen, pokud je kyčel ve flexi. Při chůzi či běhu přispívá rectus femoris k extenzivní síle při fázi, kdy je hmotnost přenesena na špičku chodidla a stehno je tak nataženo.



Obrázek 9 – Extenzory a flexory kolenního kloubu (Hamill et al. 2009)

K flexi kolen dochází během pohybu, kdy tělo klesá směrem k zemi (např. dřep). Nicméně tento pohyb dolů je řízen extenzory, které zabraňují podlomení. Svaly flexorů často pracují, aby zpomalili rapidní extenzi nohy. Hlavní svalovou skupinou způsobující flexi v koleni jsou hamstringy (obrázek č. 9), které se skládají z laterálního bicepsu femoris a mediálních semimembranosus a semitendinosus. Činnost hamstringů může být složitá, protože se jedná o dvou kloubové svaly, pracující při extenzi kyčle. Hamstringy spolupracují s ACL při zabraňování předního tibiálního posunu. Rovněž patří mezi rotátory kolenního kloubu. Jakožto flexory mohou generovat největší sílu při 90° flexi a výš. Síla flexe pak klesá s extenzí kvůli ostrému úhlu šlachy, který redukuje mechanickou výhodu. Při plné extenzi pak síla flexe klesá o 50 % (oproti 90° flexi). Biceps femoris má dvě hlavy, které se spojují na boční straně kolena, čímž poskytují laterální podporu pro koleno a dále vytváří extérní rotaci dolní končetiny. Semimembranosus při flexi přitahuje menisky vzad. Rovněž se podílí na interní rotaci kloubu. Semitendinosus je součástí pes anserinus (společný úpon tří svalů na mediálním condylu tibiie), kde je nejefektivnější flexorem, vytvářejícího 47 % síly flexe. Mimo to pracuje jak s ACL tak MCL v podpoře kolenního kloubu, a rovněž se zapojuje při interní rotaci. Dva zbývající svaly ze skupiny pes anserinus – sartorius a gracilis, rovněž přispívají k síle flexe (19-34 %).

Další sval, popliteus je slabý flexor který podporuje PCL i hluboké flexi a táhne menisky vzad.

Nakonec dvou kloubový gastrocnemius se podílí na flexi kolene, zvláště pokud je chodidlo v neutrální pozici či dorsiflexi.

Interní rotace tibie je produkována pomocí mediálních svalů: sartorius, gracilis, semitendinosus, semimembranosus, a naopak exténní rotaci výrazně vytváří pouze jediný sval: biceps femoris. Obě rotace, jak interní, tak exténní, jsou důležité pohyby, které jsou součástí kolenního kloubu.

Hamstringy pracují jako flexory kolen nejlépe z pozici kyčelní flexe zvětšením délky a tenze ve svalech. Pokud dojde ke kontrakci a zkrácení hamstringů, poskytují vyšší odolnost vůči extenzi v koleni, způsobenou kvadriceps femoris. Díky tomu je možné využít větší zátěž na kvadriceps femoris.

Mnoho pohybů dolních končetin vyžaduje koordinaci mezi kyčelním a kolenním kloubem, vzhledem k přítomnosti dvou kloubových svalů. Aktivace jedno kloubových a více kloubových svalů je zásadní pro vykonání pohybu v určitém směru a s určitou silou. Tato koordinace je nutná pro nepřetržitý přenos mezi extenzí a flexí. Například při chůzi se aktivuje gluteus maximum (jedno kloubový) a rectus femoris (více kloubový), což je nezbytné pro vytvoření sil pro extenzi jak kyčle, tak kolene. Současně aktivace svalů iliopsoas a hamstringů usnadňují flexi kolene tak, že zamezují pohybu v kyčelním kloubu. Mimo to má postavení kyčle a změny v tomto postavení, vliv na kolenní kloub. Například změna úhlu v kyčelním kloubu má velký vliv na zvýšení ramena síly bicepsu femoris.

2.2.3 Kyčelní kloub

Jedná se u kulový kloub, který je tvořen spojením hlavy femuru a acetabula (jamky) kosti pánevní. Je volně pohyblivý ve všech třech rovinách a umožňuje flexi a extenzi v sagitální rovině, abdukci a addukci ve frontální rovině a interní a exténní rotaci, a rovněž horizontální abdukci a addukci v rovině transverzální (Signorile et al., 1995). Na rozdíl od humeru, který je rovněž posazen do kloubní jamky, femur je ze 70 % zasazen do acetabula, na rozdíl od 20-25 % u humeru, což má vliv na stabilitu kloubu. Kyčelní kloub je tak volný ale zároveň silný, je posílen vazy a šlachou psoasu a zapouzdří celou femorální hlavu včetně velké částky krčku femuru. Tři vazy jsou součástí této kapsle a přijímají výživu z kloubu.

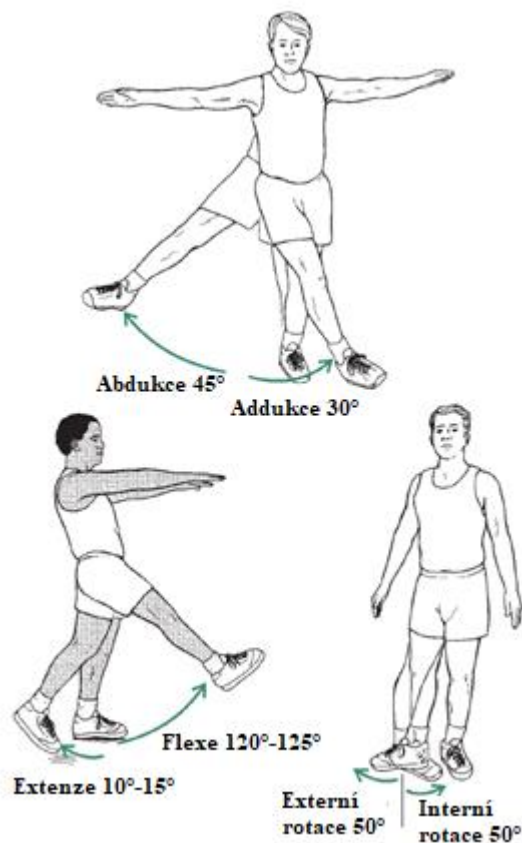
Iliofemorální vaz je silný vaz, který podporuje přední stranu kyčelního kloubu ve stoji, odolává extenzi, exténní rotaci a určité addukci. Rovněž je schopný držet většinu tělesné hmotnosti a hraje důležitou roli při postoji.

Druhý vaz, pubofemorální, leží na přední části kyčelního kloubu primárně odolává abdukci a odolává extévní rotaci a extenzi.

Poslední vazem, ležícím na externí straně kloubu, je ischiofemorální vaz. Na zadní části kapsle odolává extenzi, addukci a interní rotaci.

Během flexe se žádný z těchto vazů nezapojuje. Díky tomu má při flexi největší rozsah pohybu.

Kyčelní kloub umožňuje stehnu pohybovat se ve velkém rozsahu pohybu ve třech směrech (obrázek 10). Stehno má možnost provést 120° až 125° flexe a 10° až 15° extenze v sagitální rovině (měřeno s ohledem na pevnou osu a pánev). Při omezené či narušené extenzi se zapojují kompenzačně klouby kolen nebo lumbární část páteře, které se přizpůsobují nedostatečné extenzi. Flexe kyčelního kloubu a její rozsah je limitován především měkkou tkání. Extenze kyčle je omezená přední kapslí, silnými flexory kyčle a iliofemorálním vazem. Náklon pánve vzad pomáhá zlepšit flexi, naopak přední náklon pomáhá z extenzí. Stehno je schopné provést abdukci 30° až 45° a je limitováno adduktory. Addukci je možné provést 15° až 30° za anatomickou polohou, limitována je v tensor fascia latae. Většina činností vyžaduje 20° abdukci a addukci. Stehno je dále schopné interní a externí rotace 30° až 50°. Rozsah pohybu rotací je možné zlepšit pomocí lepší polohy stehna. Obě rotace mohou být zvýšeny, pokud provedeme flexi stehna. Limitace rotací je způsobena antagonistickými skupinami svalů a vazy kyčelního kloubu (Hamill et al. 2009). Hemmerich et al. (2006) uvádějí průměrný rozsah pohybu během dřepu okolo 95° ± 27° flexe, čímž vzniká požadavek flexibility pro sportovce, který chce provádět hluboké dřepy. Během dřepu se moment síly v kyčli zvyšuje spolu se zvyšováním její flexe, s maximálním momentem síly ve spodní fázi pohybu (Nagura et al., 2002). Moment síly je rovněž vyšší, pokud kolena nejdou při dřepu před špičky, protože dojde k většímu předklonu trupu, aby cvičenec udržel rovnováhu (Fry et al., 2002).



Obrázek 10 – Pohyby v kyčelním kloubu (upraveno dle Hamill et al. 2009)

Flexe v kyčelním kloubu je důležitá pro chůzi či běh, protože posouvá dolní končetinu vpřed. Z flexe kyčlí těží hlavně sprinteři, skokani do výšky či překážkáři, kteří musí vyvinout rychlou akci nohou. Elitní sportovci proto mají obvykle silnější kyčelní flexory a břišní svaly.

Nejsilnější flexorem kyčlí je iliopsoas, který se skládá ze svalů psoas major, psoas minor a iliacus. Jedná se o dvou kloubový sval působící jak na bederní páteři, tak na stehně. Pokud je trup stabilní, iliopsoas vytváří flexi v kyčelním kloubu, která je umožněna i díky abdukci a exténní rotaci stehna. Pokud je stehno fixované, iliopsoas provádí extenzi bederních obratlů a flexi trupu. Iliopsoas je velmi aktivní u cviků, kdy probíhá flexe v kyčelním kloubu a kde je celá vrchní část těla zvedána, nebo jsou zvedány nohy.

Rectus femoris patří mezi další flexory kyčlí, jehož zapojení závisí na pozici kolen, přičemž jak už bylo řečeno, jedná se o dvou kloubový sval, primárně způsobující extenzi kolene. Zranění či ztráta funkčnosti rectus femoris snižuje flexi stehna až o 17 %.

Mezi další tři flexory, sekundární, patří sartorius, pectineus a tensor fascia latae. Sartorius je dvoukloubový sval na předním horním kyčelním trnu a natahuje se přes stehno k mediální straně proximální tibie. Jedná se o slabý sval provádějící abdukci a exténní rotaci a zapojuje se při flexi kyčle. Pectineus je jedním z horních tříselných svalů, primárně ovládající

addukci stehna (kromě chůze) a aktivně se zapojujícím při flexi stehna. Obvykle spolupracuje s tensor fascia latae, který je především interním rotátorem. Tensor fascia latae je považován za dvou kloubový sval, protože se váže na vláknitý pás fascie, iliotibiální trakt, táhnoutcí se dolů k laterální straně stehna a upínající se přes kolenní kloub na laterální straně proximální tibie.

Během flexe stehna je pánev tažena vpřed pomocí těchto svalů, ledaže by byly stabilizovány a neutralizovány trupem. Iliopsoas a tensor fascia latae táhnou pánev vpřed.

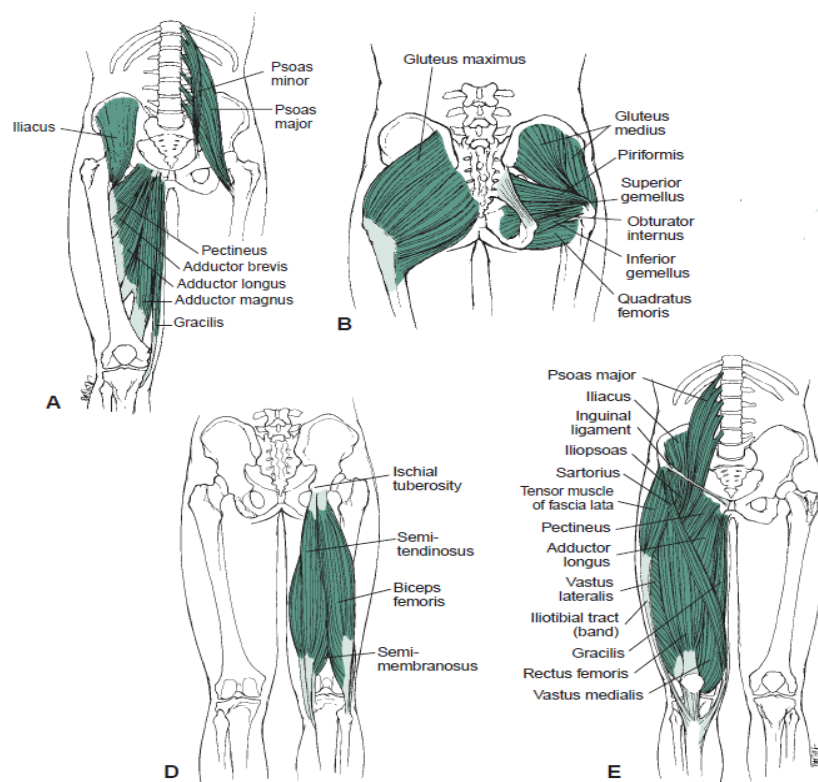
Extenze stehna je důležitá pro podporu tělesné hmotnosti ve stoje, protože udržuje a kontroluje aktivitu kyčelního kloubu v odpovědi na gravitační tah. Dále pomáhá v pohánění těla nahoru a vpřed při chůzi, běhu či skocích, díky aktivitě kyčelního kloubu působícího proti gravitaci. Extenzory se upínají na pánev, a proto hrají hlavní roli ve stabilizaci pánve v předním a zadním směru pohybu.

Svaly kyčlí (obrázek 11), které se primárně při dřepu zapojují, jsou gluteus maximus (GM) a hamstringy. GM je silným extenzorem kyčle, který působí excentricky na kontrolu dřepu při sestupu a koncentricky při překonání externího odporu při vzestupu.

Svaly zapojující se ve všech podmínkách extenze kyčelního kloubu jsou hamstringy. Dva mediální svaly, semimembranosus a semitendinosus, nejsou tak aktivní jako laterální biceps femoris, který je považován za hlavního tahouna při extenzi kyčle. Protože všechny hamstringy procházejí kolenním kloubem, vytvářejí jak flexi, tak rotaci spodní tibie a jejich účinnost jakožto extenzorů kyčle, závisí na pozici kolenního kloubu. Pokud je koleno v extenzi, hamstringy jsou nataženy v optimální pozici v oblasti kyčle. Rovněž se výkon hamstringů zvyšuje se zvýšením flexe stehna. Hamstringy dále ovládají pánev stažením dolů na ischiální drsnatině, vytvářející zadní náklon pánve a tím přispívají k rovnému držení těla. Zkrácení hamstringů proto vede k posturálním problémům a dále narušení jejich funkce vede k omezení extenze kyčle. Pokud dojde k většímu odporu při extenzi kyčle, dostává se do hry GM. Taková situace nastává například při hlubokém dřepu.

Ukazuje se, že GM dominuje pánvi spíše během chůze než, že by výrazně přispíval ke generaci extenze. Funkce GM spočívá spíše v extenzi trupu a zadním náklonu pánve. Ztráta funkce GM výrazně nenarušuje extenzi stehna, protože dominantními extenzory jsou hamstringy (Hamill et al. 2009). Vzhledem k jeho spojení k iliotibiální skupině svalů, hraje GM rovněž roli ve stabilizaci kolene a pánve během provádění dřepů (Rash et al., 1974). Zapojení GM je silně ovlivněno hloubkou dřepu. Caterisano et al. (2002) zjistili, že aktivita GM se během částečného a paralelního dřepu výrazně nezměnila, naopak však výrazně stoupla při dřepu hlubokém. Hamstringy se při dřepu podle Escamilla et al. (2001) zapojovaly mírně, kdy produkovaly přibližně polovinu svalové aktivity (měřeno pomocí elektromyografie),

kteřou by vyprodukovaly při zákopávání na stroji či při rumunském mrtvém tahu. Nejvyšší aktivita hamstringů se pohybuje mezi 10 až 70° flexe.



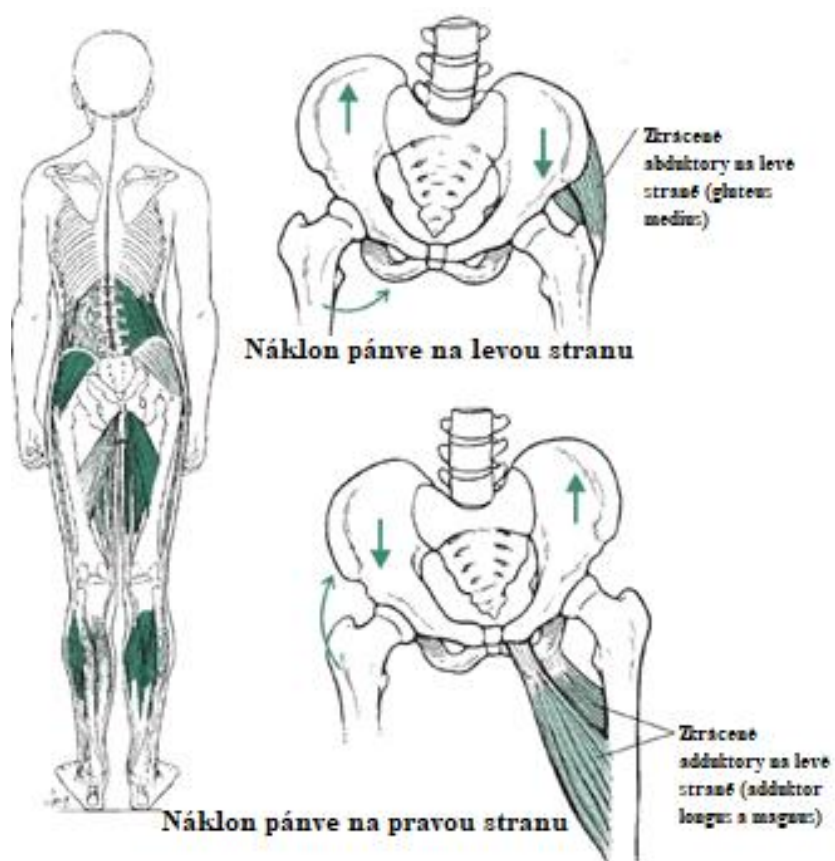
Obrázek 11 – Adduktory (A), abduktory (B), extenzory (D) a flexory (E) kyčlí
(upraveno dle: Hamill et al. 2009)

V neposlední řadě je důležité, aby flexory a extenzory pánve, které kontrolují pánev v předozadním pohybu, byly silné ale i flexibilní, aby nedocházelo k překlápění na jednu či druhou stranu vlivem toho, že jedna partie bude slabá či méně flexibilní.

Svalem, majícím hlavní roli v abdukci stehna (obrázek 11), je gluteus medius, který se zapojuje během chůze, běhu či skoků a stabilizuje pánev. To je důležité pro všechny klouby dolní končetiny, protože slabý gluteus medius může vést ke změnám jako je kontralaterální pokles pánve a zvýšená addukce femuru a interní rotace, které mohou vést k valgóznímu postavení kolen, což poté vede k tomu, že patela je posunuta více laterálním směrem, což zvyšuje tibiální rotaci a pronaci chodidla. Gluteus medius je zásadní svojí mechanickou výhodou, která je efektiexterní, pokud je úhel sklonu femurálního krku menší než 125°, přičemž zasunutí dále od kyčelního kloubu je rovněž více efektivní ze stejného důvodu jako širší pánev.

Gluteus minimus, tensor fascia latae, piriformis se rovněž podílejí na abdukci stehna. Pokud jsou abduktory oslabeny dochází k nadměrnému náklonu pánve ve frontální rovině, s poklesem pánve na slabší straně (obrázek 12).

Adduktory se účastní stabilizace pánve během chůze. Všechny svaly mají začátek na pubické kosti a táhnou se dolů na spodní část stehna. Přestože jsou adduktory důležité, ukázalo se, že ztráta funkčnosti 70 % má pouze mírný či střední vliv na poškození funkce kyčle. Adduktory zahrnují gracilis na mediální straně stehna, adduktor longus na přední straně, adduktor brevis na mediální straně a adduktor magnus na zadní straně stehna. V tříselné oblasti se ještě nachází pectineus. Společně se abduktory spolupracují na stabilitě pánve a jako už bylo řečeno, důležité je mít tyto svaly jak silné, tak flexibilní (Hamill et al. 2009).



Obrázek 12 – Následek nerovnováhy mezi adduktory a abduktory (upraveno dle: Hamill et al. 2009)

2.2.4 Páteř

Páteř se skládá ze dvaceti čtyř mobilních obratlových segmentů, kde každý obratel má rozsah pohybu 3° ve všech směrech. Páteř schopná flexe i extenze v sagitální rovině, lateroflexe ve frontální rovině, a rotace v transversální rovině (Signorile et al., 1995).

Obratle se na pohled zužují odshora dolů, kde od krční po bederní oblast nalézáme postupně větší a silnější obratle. Meziobratlové klouby jsou specializované klouby, mezi kterými leží meziobratlové ploténky (Signorile et al., 1995), mající externí vláknitý prstenec obklopující interní gelovitou hmotu. Ploténky pomáhají, aby obratle držely při sobě a usnadňují pohyb páteře (Toutoungi et al., 2000).

Extenzory páteře (obrázek číslo 13), tvoří malé svaly, které mohou být rozděleny do dvou skupin – erektory páteře (iliocostalis, longissimus, spinalis) a hluboké zadní, nebo paravertebrální svaly (intertransversarii, interspinales, rotatores, multifidus). Tyto svaly běží nahoru a dolů po páteři v párech a vytvářejí extenzi (v případě, že jsou zapojeny oba svaly páru) nebo rotaci či laterální flexi (pokud se zapojují pouze určité svaly z páru). Tři erektory páteře tvoří nejvíce svalů produkující extenzi, která je podporována i hlubokými obratlovými svaly a dalšími svaly specifickými pro tuto oblast. Tyto hluboké svaly přispívají k extenzi trupu a dalším pohybům, ale rovněž podporují obratle, udržují jejich tuhost a produkují některé jemnější pohyby v pohybovém segmentu. Erektory jsou nejsilnější v krční a bederní oblasti, kde se provádí nejvíce extenze. Multifidy jsou rovněž nejsilnější v těchto oblastech což přispívá k zapojení většího množství svalů pro extenzi páteře. Obě tyto svalové skupiny jsou až ze 62 % tvořeny I typem svalových vláken, což jim pomáhá odolávat únavě, ale zároveň díky svalovým vláknům typu IIa a IIb mohou vykonávat silovější a rychlejší úkony. Kromě extenze se tyto svaly podílí na zadní stabilitě obratlů, odolávání gravitaci při udržování vzpřímeného postavení a jsou rovněž důležité při kontrole flexe páteře (předklonu).

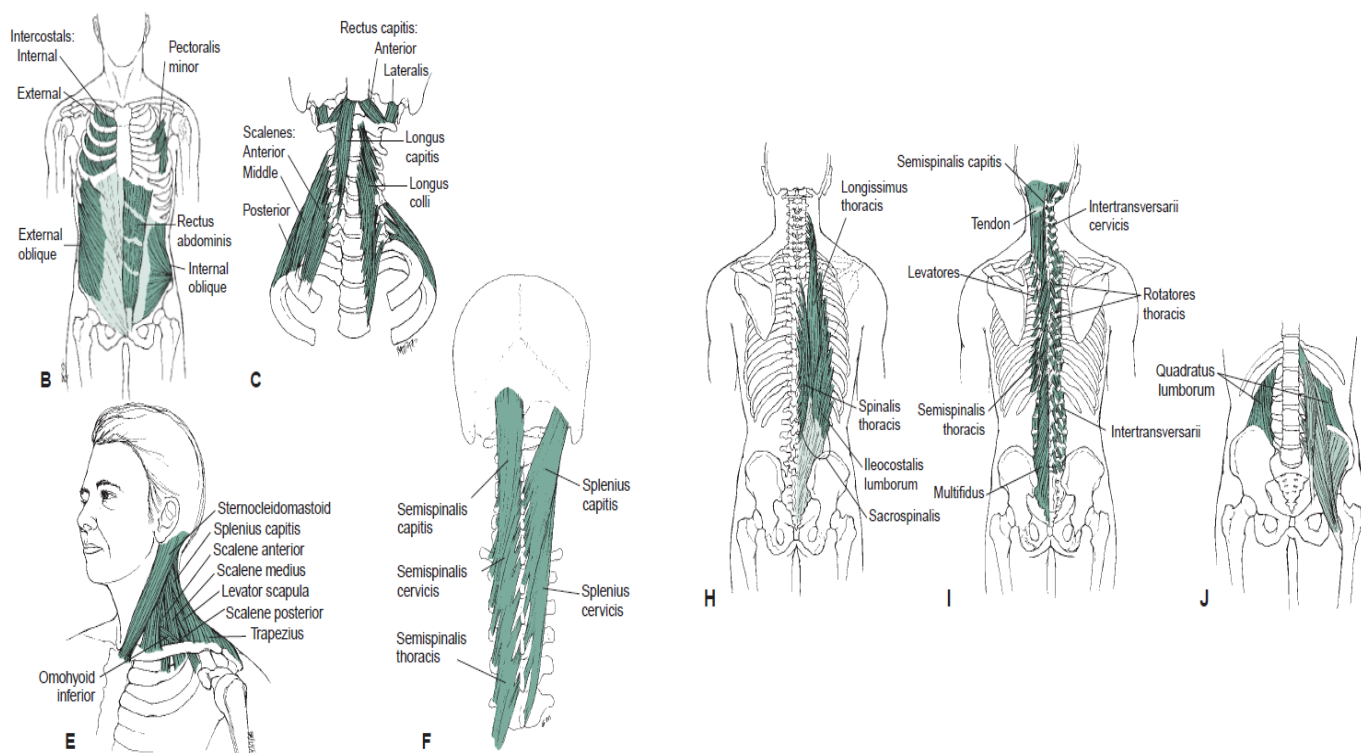
Flexe trupu je volná v oblasti krční páteře, limitovaná v hrudní oblasti a opět volná v bederní oblasti. Na rozdíl od zadních svalů, způsobujících extenzi, flexory se netáhnou po celé délce páteře. Flexe bederní páteře je řízena břišními svaly s asistencí svalů psoas major a minor (obrázek 13). Síla flexe břišních svalů rovněž vytváří mírnou flexi v hrudních obratlích. Břišní svaly se skládají z rectus abdominus, oblique internus a externus, a transversus abdominis, přičemž kromě rectus abdominis se zbylé svaly upínají na thorakolumbární fascii pokrývající zadní oblast trupu. Když kontrahují, vytvářejí tenzi ve fascii, která podporuje spodní část zad a snižuje námahu vytvářenou na erektory páteře. Oblique jsou aktivní při vzpřímeném držení těla a sezení, a naopak jejich aktivita klesá při předklonu, kdy je zátěž přenášena na další struktury. Transversus abdominus se obepíná kolem trupu podobně a vytváří

tak pomyslný opasek, který podpírá trup a pomáhá při dýchání. Svoji tenzi přenáší do linea alba, což je vazivová pojivová tkáň, běžící vertikálně dolů rozdělující rectus abdominus na pravou a levou část. Pokud je linea alba stabilizována transverzální abdominální kontrakcí, svaly oblique internus a externus mohou na opačné straně působit na trup. Rectus abdominus je také důležitý pro vytvoření tlaku v břiše. Podobně jako erektory páteře jsou svaly břišní stěny tvořeny až z 58 % svalovými vlákny I. typu. Zbytek si rozdělují typy IIa a IIb, což jim rovněž umožňuje provádět silové a rychlé úkony a zároveň mají schopnost odolávat únavě (Hamill et al. 2009).

Další dva svaly, které přispívají k flexi v bederní oblasti, jsou iliopsoas, který byl již popsán v části zabývající se kyčelním kloubem. V souvislosti s flexí trupu zmíníme, že je schopen flexi zahájit a táhnout pánev vpřed a vytváří bederní lordózu a pokud je tento sval napjatý, může vytvořit přehnanou anteverzi pánve, a pokud není břišními svaly potlačen, bederní lordóza se zvětšuje, vzniká kompresní tlak na facety kloubů a meziobratlové ploténky jsou tlačeny vzad. Druhým svalem je quadratus lumborum, který tvoří laterální zeď břišní oblasti a upíná se mezi hřebenem kosti kyčelní a posledním žebrem. Přestože díky umístění je více laterálním flexorem, tento sval se podílí i na flexi trupu, a dále se podílí i na udržování pozice pánve při náklonech těla zprava doleva při chůzi.

Flexe v hrudní oblasti, která je limitována, je vytvářena především svaly z bederní a krční oblasti. V krční oblasti se nachází pět párů svalů, které produkují flexi (za předpokladu, že jsou zapojeny celé páry, jinak dochází rotaci či laterální flexi).

Páteř je podporována řadou svalů (obrázek 13) jako jsou erector spinae, transversus abdominis, quadratus lumborum a hluboká vrstva svalů jako multifidi, rotátory, interspinalis a intertransversali. Bederní erector spinae (iliocostalis, longissimus dorsi) jsou důležité při dřepu, protože pomáhají chránit páteř před smykovou silou a udržují předozadní integritu páteře, poskytující největší oporu pro stabilizaci páteře (Toutoungi et al., 2000).



Obrázek 13 – Flexory trupu B, C, E, J a extenzory F, H, I (Hamill et al. 2009)

Správná technika dřepu vyžaduje pevnou páteř, která eliminuje jakýkoliv pohyb v sagitální rovině, čímž se zajišťuje stabilní a svislé držení trupu. Nicméně vzhledem k synergii beder a pánve, konečný úhel mezi páteří a pánví se bude zvyšovat v závislosti na flexi v kyčlích. Proto páteř a svaly jí podporující, jsou vystaveny výrazným interním silám během výkonu, především během hlubokého dřepu (Schoenfeld, 2010).

Cappozzo et al. (1985) uvádí, že při polovičním dřepu s činkou vážící 0,8 až 1,6 kg na kg tělesné hmotnosti, se tlaková síla působící na obratle L3-L6 pohybuje kolem šesti až desetinásobku tělesné hmotnosti. Vzhledem k tomu, že se odhaduje, že maximální tlaková síla se u jednotlivců 40 let a mladších pohybuje okolo 7 800 N (Adams et al., 2000 – studie prováděná na sousedních obratlích dárců ve věku 19 – 61 let) znamenalo by to, že mnozí sportovci provádějí dřepy na nebo nad prahem vedoucím k selhání páteře. To, že nedochází k selhání obratlů poukazuje na trénovanost sportovce, kteří jsou adaptovaní na takové zatížení (Schoenfeld, 2010).

Spinální flexe a extenze mají výrazný vliv na kinetiku kloubů během dřepu. Provádění dřepů s bederní páteří ve flexi snižuje rameno síly pro bederní vzpřimovače páteře, snižuje toleranci vůči tlakové zátěži a vede k přenosu zátěže ze svalů na pasivní tkáň, čímž se zvyšuje riziko výhřezu ploténky (Matsumoto et al., 2001).

Rovněž bylo zjištěno, že smykové síly v sagitální rovině během dřepu byly výrazně vyšší, pokud se flexe páteře zvětšovala oproti neutrální pozici (Noyes et al., 1984).

Dále studie ukazují, že kompresní síly rostou, pokud je bederní oblast páteře držena v extenzi. Dolan et al. (1995) zjistil, že nárůst extenze o 2° z neutrální pozice zvyšuje tlakovou sílu v zadní části prstence ploténky o průměrně 16 %. Z toho důvodu je doporučeno držet neutrální pozici během provádění dřepu, ideálně pak co nejvíce svislou polohu trupu, protože s předklonem trupu se posouvá těžiště těla vpřed a do pohybu se tak zapojuje více spodní část zád, aby cvičenec nepřepadl vpřed a dochází tak k většímu tlaku na bederní oblast (Race et al., 1994).

Určitou prevencí je pak zvýšení nitro-břišního tlaku (intra-abdominal pressure - IAP). Podle Vakos et al. (1994) se zvýšením IAP se vytváří jakýsi “balón”, který chrání páteř před tlakovou silou, pomáhá snižovat aktivní kontrakci vzpřimovačů páteře, čímž se snižuje míšní komprese. McGill et al. (1990) uvádí, že zvýšení IAP pomocí zadržetí dechu, významně snížilo tlak v bederní oblasti. Miyamoto et al. (1999) došli k závěru, že IAP zvyšuje intramuskulární tlak vzpřimovačů páteře a zpevňuje trup, čímž přispívá k větší stabilizaci páteře během dřepu.

Vliv na spinální kinetiku a kinematiku má poloha hlavy (vyjádřena jako směr, kterým se díváme). Jak uvádí studie Donnellyho a kolektivu (2006), pohled směrem dolů zvyšuje flexi trupu o 4,5° a flexi kyčle o 8° ve srovnání s přímým pohledem nebo pohledem vzhůru (Dionisio et al., 2008).

2.3 Technika dřepu

Dřep se stal jedním z nejdůležitějších cviků ve sportovním tréninku, tréninku vzpírání či rehabilitaci. Přestože existují určité kontroverze ohledně bezpečnosti tohoto cviku, významné studie tvrdí, že dřep je jak bezpečný, tak efektivní, pokud je prováděn správně (Chandler et al. 1989 a 1991; Dunn et al. 1984; McLaughlin et al. 1977 a 1978).

Každá z níže uvedených technik obsahuje základní klíčové body, důležité pro provedení dřepu a dále pak popis samotných fází provedení. Všechny klíčové body jsou do určité míry důležité i pro ostatní typy dřepů. Z tohoto důvodu podrobně popíši většinu těchto bodů u dřepu s vlastní hmotností a u dalších variant je pouze zmíním.

2.3.1 Dřep s vlastní vahou

Postavení:

- vzhledem k anatomii těla a jeho mobilitě, bude postoj každého jedince odlišný,

- postavení by mělo být takové, aby nám umožnilo provést dřep v plném rozsahu, přičemž by člověk neměl pociťovat diskomfort. Postavení chodidel na šířku ramen se jeví jako ideální měřítko pro většinu sportovců,
- prsty chodidel by měly směřovat vpřed nebo mohou být vytočený do stran v rozsahu 5-7°. Pokud jedinec nedokáže provést dřep s takto umístěnými chodidly, příčinou bude pravděpodobně špatná mobilita (Horschig et al., 2016).

Tripod chodidla:

- tři body chodidla – pata, malíková strana (5. metatars) a palcová strana (1. metatars),
- vytváří podporu pro provedení pohybu. Pokud bychom jeden bod vynechali, došlo by k narušení pohybu a především stability (Horschig et al., 2016).

Pohyb kyčle (hip hinge):

- pohyb, který začíná dřep. Kyčle jdou vzad, čímž dostávají hrudník vpřed do předklonu. Zadní řetězec svalů, především hýžd'ové svaly a hamstringy, zde hrají hlavní roli,
- kyčle mají zásadní roli v silovém výkonu. Během provádění dřepu se zapojují specifické svaly, které nás dostávají dolů do dřepu a zpět (Horschig et al., 2016).

Vytvoření externího momentu síly

- provádí se v kyčlích a zajišťuje, že kolena zůstanou během pohybu ve správné poloze,
- jedná se o pohyb, kdy cvičenec aktivuje hýžd'ové svaly a kolena vytočí do stran,
- vytvořením momentu síly se kolena dostanou do správné pozice a na chodidle se vytvoří klenba. Tyto segmenty jsou poté propojeny – tzn. pokud by se kolena propadaly dovnitř, chodidlo by se propadlo rovněž,
- kolena by měla směřovat stejným směrem jako chodidlo (Horschig et al., 2016).

Posturální integrita

- hlava a krk udržují po dobu pohybu neutrální a přímé postavení,
- pro dřep je potřeba mít těžiště přibližně nad středem chodidla. K tomu je zapotřebí dostat hrudník více vpřed,
- předpažení paží pomáhá držet hrudník v neutrální pozici,

- udržení krku v neutrální pozici závisí na úhlu trupu. Během dřepu s vlastní vahou dochází k výraznému předklonu, během kterého se trup dostává výrazně před kolena. V této pozici může být krk mírně zakloněný, aby byl cvičenec schopen koukat před sebe. U předního dřepu je trup naopak více vzadu a hlava a krk je tak v přirozené pozici (Horschig et al., 2016).

Sestupná fáze

- po zaujmutí základní pozice (postavení na šířku ramen, vytvoření externího momentu síly,...) cvičenec zahájí sestupnou fázi. Začíná ohybem v kyčli a předkloněním trupu (současně) a s předpaženými pažemi jde do nejnižší pozice, které mu mobilita jeho těla dovolí,
- holeně se snaží držet ve vertikálním směru, co nejdéle je to možné, abychom tak zabránili předčasnému přenosu kolen před špičky chodidel, které by mělo za následek zvýšení sil v kolenním kloubu a ztrátu stability (Horschig et al., 2016).

Dolní pozice:

- dolní pozice by pro cvičence měla být pohodlná a plně stabilní,
- těžiště je umístěné na středu chodidla.

Vzestupná fáze:

- pohyb nahoru z dolní pozice je záležitostí kyčlí, které vykonávají pohyb nahoru a vzad tak, aby opět došlo k návratu holení do vertikální polohy. Díky tomu dochází k efektivnímu zapojení zadního svalového řetězce, na kolena není vytvářen takový tlak a svaly kyčlí se tak dostávají do pozice, ve které mohou vytvořit velkou sílu,
- důležité je, aby se hrudník začal zvedat společně s kyčlemi. Pokud by šly kyčle nahoru první, hrudník začne přepadávat dopředu a cvičenec ztratí rovnováhu,
- kolena musí zůstat stabilní po celou dobu pohybu, v jedné linii s chodidly (Horschig et al., 2016).

2.3.2 Zadní dřep, varianta high bar

U dřepu s vlastní vahou jsme zmínili základní body, které je důležité dodržovat, aby byl dřep správně proveden. Tyto body se promítají i do ostatních variant včetně zadního dřepu a dřepu předního, který je tématem další podkapitoly. Jednotlivé body již nebudeme znovu popisovat, ale zdůrazníme jejich dodržování či případné odlišnosti. Zadní a přední dřep dále

doplňují nové body, které můžeme vztahovat i na dřep s vlastní vahou, ale větší roli hrají u těchto náročnějších variant.

Posturální integrita

- u dřepu s vlastní vahou nám posturální integritu zapříčiňují předpažené paže. U zadního dřepu s vysoko položenou osou předpažit nemůžeme (ruce drží osu), a je proto důležité stabilizovat trup, k čemuž výrazně dopomáhá silný a stabilní střed těla vytvářející platformu díky které můžeme vykonávat náročné pohyby efektivně (Horschig et al., 2016).

Stabilita středu těla (core)

- dřep je silně ovlivněn tím, jak stabilně dokážeme držet trup. Pokud svaly páteře, a fascie je drží pohromadě, nefungují, jak mají, páteř nebude schopná udržet hmotnost horní poloviny těla (Cricso et al., 1992),
- je důležité si uvědomit rozdíl mezi silou středu těla a stabilitou. Síla je schopnost produkovat sílu, zatímco stabilita je schopnost odolávat pohybu v určité části těla, zatímco ostatní části těla pohyb vykonávají. Stabilní páteř odolává ohnutí či zlomení činkou a její velkou zátěží,
- core stabilita je synchronizace práce břišních svalů se svaly zad, kyčlí, pánevního dna, bránice a přilehlých fascií,
- pro stabilitu jsou důležité dvě věci – načasování a koordinované zapojení svalů (Horschig et al., 2016).

Dýchání

- správné dýchání je zásadní pro stabilitu středu těla,
- při provádění dřepu, zvláště se zátěží, je doporučováno se před provedením dřepu hluboce nadechnout a vydechnout až po úplném dokončení daného opakování,
- správný nádech by měl zvětšit objem břišní dutiny. Pokud cvičenec položí ruku do oblasti žaludku a druhou z boku poblíž spodních žeber měl by cítit, jak se břišní dutina rozpíná dopředu a do stran (Kolar et al., 2009),
- pro správné zapojení středu těla je důležité zhluboka se nadechnout, roztáhnout břicho a poté zatnout břišní svaly (vhodné je využít představu, kdy se nás snaží někdo praštit do břicha). Správné provedení vede k vytvoření intra-abdominálního tlaku (intra-abdominal pressure - IAP). Zvýšení IAP bylo ve výzkumech prokázáno jako efektivní metoda stabilizace dolní částí zad během tréninku s činkami či

volnou váhou (Hackett et al., 2013; Grenier et al., 2007). Důležité je i dodržet pořadí – tedy nádech a poté zatnout svaly, protože obráceně by nemohla být bránice tak efektivně využita a IAP by byl menší. Výzkumy dokazují, že IAP samotný je efektiexterní než pouhé zatnutí břišních svalů (Cholewicki et al., 1999),

- pokud by při provedení dřepu došlo k většímu poklesu IAP, mohlo by dojít ke zranění v oblasti páteře (meziobratlové disky a vazy),
- v horní části dřepu lze trochu vzduchu upustit, břicho však musí být stále zatnuté. Stejně tak není doporučeno zadržovat dech déle než pár vteřin, jinak by došlo k vzestupu krevního tlaku vedoucího ke ztrátě vědomí či jiným kardiovaskulárním zraněním (Horschig et al., 2016).

Příprava

- osa činky by měla být umístěna ve stojanu ve výšce hrudníku. Příliš nízká či vysoká pozice je nebezpečná při vytahování či návratu činky do stojanu,
- činka by měla být umístěna na horní části trapézu, ne však na krku. Pokud cvičenec přitáhne lopatky silně k sobě, trapézový sval a svaly horní části zad vytvoří pozici, pro správné umístění osy,
- osu lze držet klasickým úchopem, kdy palec je v opozici ostatních prstů, nebo lze využít i úchop, kde palec drží osu v jedné linii s prsty. Důležité je, aby se příliš nezalamovalo zápěstí, což by vedlo k jeho přetížení, ale i přetížení loketních kloubů,
- činku ze stojanu vytahujeme tak, že máme obě nohy pod osou souměrně, nikoli jednu vpřed a druhou vzad,
- i při vytahování činky ze stojanu je důležité myslet na pevný střed těla (Horschig et al., 2016).

Sestupná fáze

- Podobný princip jako dřep s vlastní vahou, rozdíl je pouze v umístění nohou a principu dýchání,
- chodidla lze mít vytočená více do strany, což umožní dosáhnout větší hloubky a zároveň udržet stabilitu,
- po vytažení osy ze stojanu, by měl cvičenec být schopen zaujmout pozici na tři kroky, přičemž šíře postavení by měla být taková, aby bylo možné dosáhnout požadované hloubky a zároveň byla pro atleta pohodlná,

- opět zde platí pravidlo dbát na tripod chodidla a vytvoření externího momentu síly v kyčlích,
- hluboký nádech a zatnutí břišních svalů,
- zapojení zadního řetězce (hýžďové svaly a hamstringy) pomocí správně provedeného ohybu v kyčlích, který by měl být o trochu menší než v případě dřepu s vlastní vahou. Pokud by byl příliš velký, činka ležící na našich zádech nás převáží vpřed,
- s osou v jedné linii se středem chodidla provede cvičenec dřep tak nízko, jak mu to umožní mobilita jeho těla (Horschig et al., 2016).

Dolní pozice

- pro vytvoření síly během dřepu je důležité zůstat stabilní a mít osu v linii se středem chodidla,
- oproti dřepu s vlastní vahou, kdy je těžiště v místě oblasti žaludku, u high bar dřepu se stává těžištěm činka. To má za následek, že oproti dřepu s vlastní vahou můžeme být více narovnáni a hrudník se nepředklání přes kolena,
- díky napřímenější pozici jdou kolena více vpřed, mírně přes špičky chodidel, což vyrovnává zátěž mezi kvadricepsy a hýžďovými svaly (důležitá je zde i mobilita kotníků),
- hloubka dřepu je individuální vzhledem k potřebám cvičence (rekreační cvičenec proti závodníkovi ve vzpírání), ale měla by dosáhnout vždy paralelního postavení kyčle proti kolenům (Horschig et al., 2016),
- častým tématem jsou kolena před špičkami chodidel. Je otázkou, zda se za těchto podmínek přetěžuje kolenní kloub či ne. Fry et al. (2003) porovnával zadní dřep, kdy měl cvičenec volný rozsah pohybu a dřep, kdy kolena nemohla jít přes špičku. Přestože při omezení pohybu kolen došlo k jejich menšímu zatížení, o to větší zatížení přešlo do oblasti kyčlí a spodní části zad, protože cvičenec musí takovéto omezení kompenzovat větším předklonem a tím pádem i posunutím činky (těžiště) vpřed,
- pro optimalizaci rovnoměrného zatížení všech zapojených kloubů může být výhodou, pokud jsou kolena mírně před špičkami chodidel.

Vzestupná fáze

- zásadní pro vzestup z dolní pozice je udržení stability, a proto je nezbytné, aby se kyčle i hrudník zvedali zároveň,

- porušení této rovnováhy má za následek přetěžování jiných svalových partií, zvláště pak bederní části páteře, které může vést k vážným zraněním (Horschig et al., 2016).

2.3.3 Přední dřep

Příprava

- osa musí být ve stojanu umístěna ve výšce ramen,
- cvičenec uchopí činky na přibližně šířku ramen (o trochu větší) a přesune se pod činku, přičemž se snaží protlačit hrudník vzhůru, lokty směřují vpřed před tělo (dlaně jsou vzhůru),
- pokud je vše správně nastaveno, vytvoří se pozice na hrudníku a ramenech pro umístění činky a zároveň dojde ke zpevnění horní části zad, které udržují správnou posturální integritu během dřepu,
- lokty, které směřují příliš dolů, mají za následek kulatá záda a jejich případné zranění. Pokud není cvičenec schopen umístit lokty do požadované pozice, na vinně bude špatná mobilita ramen a hrudní páteře,
- vyjití s činkou ze stojanu je podobné jako u high bar varianty. Nohy v jedné rovině, pevný střed těla, postoj na tři kroky (Horschig et al., 2016).

Sestupná fáze

- umístění chodidel stejné jako u high bar varianty, stejně tak vytvoření externího momentu síly v kyčlích, nádech a pevný střed těla,
- vzhledem k tomu, že činka je umístěna před tělem a tím se posouvá i naše těžiště, provádí se ohyb kyčlí v menším rozsahu, pouze tak, aby se osa dostala do jedné linie se středem chodidla,
- v této pozici zahájí cvičenec dřep až do dolní pozice (Horschig et al., 2016).

Dolní pozice

- dolní pozice je podobná high bar variantě s tím, že tělo je ještě o trochu více narovnané, aby bylo možné činku držet na ramenou,
- hloubka dřepu je opět individuální a stejně tak platí minimální hloubka úrovně paralelní pozice kyčlí a kolen (Horschig et al., 2016).

Vzestupná pozice

- primární je opět stabilita a dále držet trup narovnaný. V opačném případě dojde opět ke kulacení a přetížení zad (Horschig et al., 2016).

2.4. Rozcvičení před tréninkovou jednotkou

Předsoutěžní příprava, ve smyslu rozcvičení, je nezbytným prvkem pro dosažení maximálního sportovního výkonu, nicméně optimální způsob či strategie rozcvičení nejsou dány. Účinky rozcvičení se přičítají mechanismům souvisejících s teplotou těla, jako například snížená ztuhlost svalstva, zvýšená rychlost nervového systému či zvýšené dodávání energie z laktátu. Nicméně existují i další mechanismy, které hrají roli – např. mobilizace aerobního systému (Bishop, 2003).

2.4.1 *Foam roller – masážní váleček*

Auto-myofasciální uvolnění nebo také foam rolling je populární a často využívaná metoda s cílem rehabilitace a ve světě fitness zvýšení myofasciální mobility. Existuje řada důkazů, že foam roller (FR) může zvýšit v kloubních spojeních rozsah pohybu (ROM – range of motion) a dále pak pomáhá snižovat bolest svalů po tréninku nebo i akutní bolest (Cheatman et al., 2015).

Důvod použití FR souvisí s fasciálním omezením, které se často objevuje jako reakce na zranění, nemoc, nečinnost či zánět. Fasciální tkáň ztrácí pružnost a je dehydratovaná, může se poté vázat okolo traumatizovaných oblastí, což vede k adhezi vláken, což může být bolestivé, a především dochází k ovlivnění mechaniky svalů, např. omezené kloubní pohyblivosti (Barnes et al. 1997)

Sportovci využívají FR v rámci rozcvičení před výkonem nebo jako metodu pro snížení únavy po tréninku, jelikož bylo prokázáno, že jeho využití snižuje pocit bolesti, především u vrcholových sportovců, kteří podstupují náročné tréninky (Healey et al. 2014; Vaughan et al. 2014). Mimo sportovce využívají výhod FR také terapeuti (MacDonald et al. 2013).

Masážní válce neboli foam rollery mají několik velikostí a hustotu pěny, která je na povrchu. Komerční válce se dají pořídit nejčastěji ve dvou velikostech – 6 x 90 cm (Graham et al., 2014), nebo 6 x 45 cm (Škarabot et al., 2015). Kromě velikostí můžeme rozlišit různé varianty provedení, včetně materiálu. Běžný je například obyčejný plastový váleček. Mimo válce používají sportovci k uvolnění svalů také tenisový míček (Grieve et al., 2015).

Cvičící využívá vlastní hmotnost k vytvoření tlaku na válec a masáží měkkých tkání během tzv. rollingu (válení). Existují válce, u kterých tlak vytváříme pomocí horních končetin na místo, které potřebujeme promasírovat (Cheatman et al., 2015).

Přestože řada studií zjistila u auto-myofasciálního uvolnění řadu pozitivních výsledků, neexistuje přesný, optimální program, který by vedl ke zvýšení ROM, regenerace a výkonu (Grieve et al., 2015).

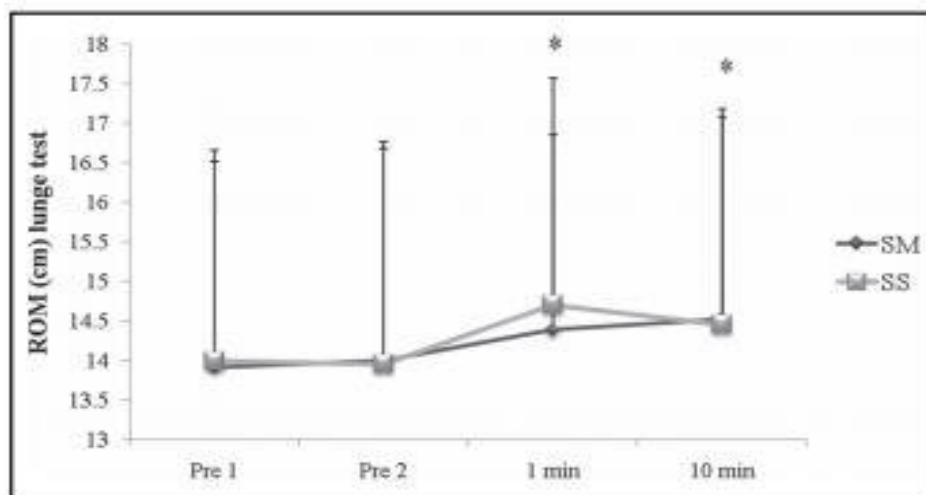
Mauntel et al. (2014) publikovali systematické review, ve kterém hodnotili efektivitu různých variant myofasciálních terapií, jako například trigger point terapii (masáž cílená pouze na místo trigger pointu), poziční uvolňovací terapii (manuální terapie, při které je sval umístěn do jeho zkrácené pozice, aby mohl relaxovat), aktivní uvolňovací techniky (strečink za dopomocí druhé osoby) a auto-myofasciální uvolnění, na kloubní rozsah pohybu, svalovou sílu a svalovou aktivaci. Výsledkem byl pozitivní vliv na kloubní ROM a naproti tomu nenašli žádné zlepšení svalové funkce.

Podobné výsledky našel Schroeder et al. (2015), který kromě zlepšení ROM rovněž potvrdil snížení bolesti a únavy po tréninku. Podle Cheatmana et al. (2015) však Mauntel et al. a Schroeder et al. nepoužili objektivní vyhledávací strategii ani nepodpořili výzkum kvalitní literaturou.

Vliv FR na rozsah pohybu kloubů

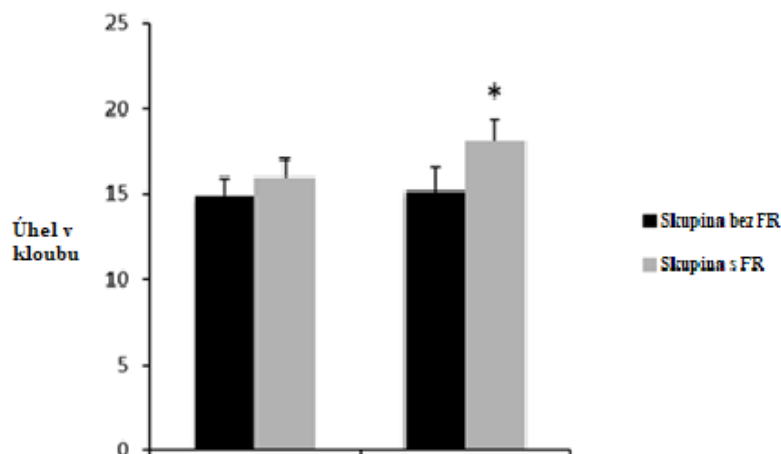
Použitím FR a jeho vlivu na rozsah pohybu v kloubech se zabývali například Bushell et al., (2015), Helperin et al. (2014), MacDonald et al., (2013), Miller et al. (2019), Mohr et al., (2014), Škarabot et al., (2015) a Peacock et al., (2015).

Halperin et al. (2014) zkoumali účinek auto-masáže (SM) pomocí ručního válce (varianta foam rollingu), statického strečinku (SS) a kombinace SM a SS na svaly, které mají vliv na ROM u plantární flexe na maximální dobrovolnou kontrakci (maximal voluntary contraction – MVC). Studie se zúčastnilo 12 mužů a 2 ženy ve dvou měřeních s přestávkou 3-6 dní mezi měřeními. Měření probíhalo následujícím způsobem: zahřátí (10 výponů v plném rozsahu), pre-test 1 (ROM v hlezenním kloubu, MVC...), 10 minut přestávka, pre-test 2, intervence (SS nebo SM lýtkového svalu – 3x 30 vteřin, 10 vteřin pauza mezi sériemi), post test 1 a 10 minutách. SM se prováděl pomocí ručního válce. ROM se měřil u zdi, kdy se počítala vzdálenost chodidla, ve které se koleno dokázalo dotýkat zdi bez toho, aby se pata chodidla zvedla ze země. Výsledky ukazují, že SS je při použití lepší možností než SM, přesto jsou výsledky krátkodobé a po 10 minutách dochází k výraznému poklesu (obrázek 14). Výsledky MVC však ukazují, že SM je lepší možností rozcvičení než SS.

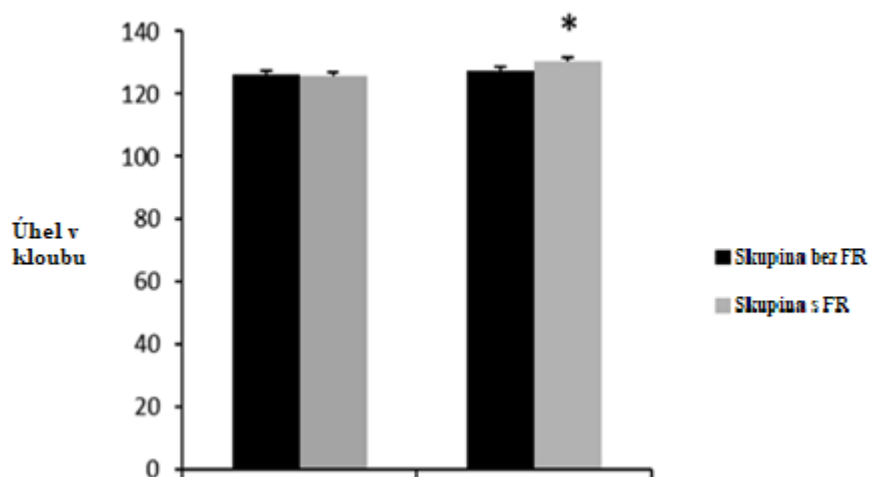


Obrázek 14 – Výsledky vlivu SM (auto-masáže) a SS (statického strečinku) na ROM u dorsiflexe (Halperin et al. 2014)

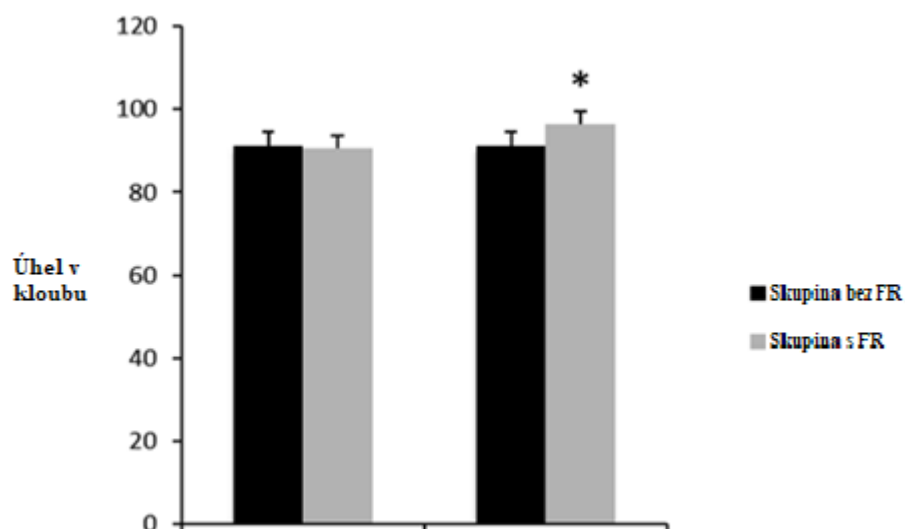
Další důkaz pozitivního vlivu FR na ROM bez ovlivnění sportovního výkonu přinesli Miller et al. (2019) ve studii s 22 účastníky. Cvičenci provedli masáž pomocí válce na lýtkových svalech, přední straně stehna, hýždích a zadní straně stehna (v tomto pořadí). Vždy provedli 3 série po 30 vteřinách s pauzou 30 vteřin mezi sériemi. FR probíhal vždy v daném pořadí (viz. výše), přičemž u kotníků masírovali každou nohu zvlášť, u přední strany stehna obě nohy najednou, hýždě a zadní stranu stehna opět každá noha zvlášť. Výsledky (obrázek 15,16,17) ukazuje, že u skupiny provádějící FR (sloupce vpravo) došlo ke zlepšení ROM u měřených segmentů (dorsiflexe – 3% zlepšení, flexe kolene – 3% zlepšení, flexe kyčle – 5% zlepšení, – v tomto pořadí) oproti kontrolní skupině (sloupce vlevo), která FR neprováděla. Jediný významný rozdíl mezi pohlavími byl u flexe kyčle, kde ženám naměřili o 20,5 % lepší ROM.



Obrázek 15 – Vliv FR na dorsiflexi hlezenního kloubu (upraveno dle Miller et al. 2019)

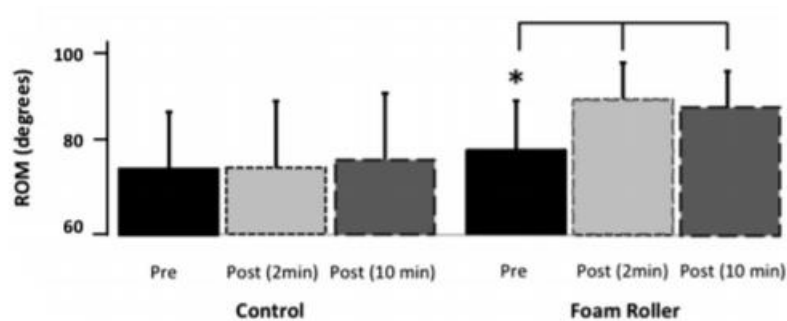


Obrázek 16 – Vliv FR na flexi kolenního kloubu (Miller et al. 2019)



Obrázek 17 – Vliv FR na flexi kyčelního kloubu (Miller et al. 2019)

Pozitivní výsledky na ROM kolenního kloubu pomocí FR přinesl také MacDonald et al. (2013), kde 11 účastníků po zahřátí na bicyklovém ergometru (5 minut, 75 otáček) podstoupilo 2 série po 1 minutě masáží na válci (30 vteřin pauza mezi sériemi). Měření 2 minuty po intervenci ukázalo zlepšení o 10° a po 10 minutách o 8° oproti pre-testu (obrázek 18).

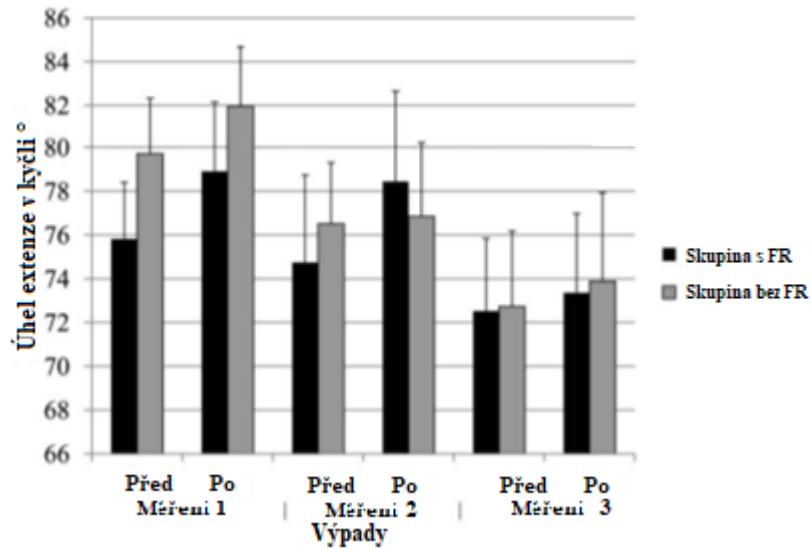


Obrázek 18 – ROM kolenního kloubu po intervenci FR (MacDonald et al. 2013)

Škarabot et al. (2015) sledovali vliv statického strečinku a FR na ROM hlezenního kloubu. U celkem 11 probandů byla provedena 3 různá měření. ROM měřili stejně jako ve studii Halperina et al. (2014) pomocí naměřené vzdálenosti mezi chodidlem a zdi s kolenem umístěným na zdi. Po změření ROM v rámci pre-testu následovala jedna z intervencí – SS, FR nebo SS+FR. Vše probíhalo v rozsahu 3 série po 30 vteřinách s pauzou 10 vteřin mezi sériemi. Vždy se jednalo o SS nebo FR lýtkového svalu. Výsledky ukázaly, že nejlepšího výsledku dosáhly cvičenci, kteří prováděli SS+FR (zvýšení ROM o 9,1 %). Po provedení SS došlo ke zlepšení ROM o 6,2 % a samotný FR významně nezlepšil ROM hlezenního kloubu.

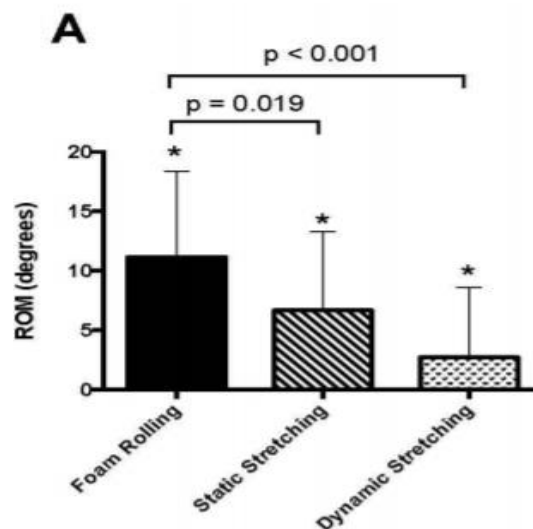
Vliv FR na ROM kolenního kloubu zkoumali Bradbury-Squires et al. (2015). Účastníci (10 mužů) byli rozděleni do 3 skupin, kdy skupina 1 prováděla 5 sérií po 20 vteřinách, skupina 2 pět sérií po 60 vteřinách a skupina 3 neprováděla nic. Pauza mezi sériemi byla 60 vteřin. Válec byl aplikován na oblast přední strany stehna. Cvičenci, kteří prováděli masáž 5 x 20 vteřin dosáhli zlepšení ROM kolenního kloubu o 10 % a skupina 5 x 60 vteřin zlepšení o 16 %.

V práci Bushella et al. (2015) měřili vliv FR na extenzi kyčelního kloubu. Dvě skupiny (kontrolní 15 osob, intervenční 16 osob) se zúčastnilo 3 měření. V každém měření provedli dva výpady. Skupina s FR provedla mezi jednotlivými výpady foam rolling (3 x 60 vteřin, 30 vteřin pauza mezi sériemi), během měření 1 a 2. Navíc v období mezi těmito měřeními (7 dní) prováděli masáž s válcem i doma a to celkem 5x. Mezi měřeními 2 a 3 neprováděli domácí foam rolling a rovněž ho neprováděli v den měření mezi výpady. Druhá skupiny neprováděla FR vůbec. Největší zlepšení bylo zaznamenáno během měření 2 pro intervenční skupinu. Po týdnu bez foam rollingu potvrdilo 3. měření, že účinek foam rollingu je krátkodobou záležitostí (obrázek 19).



Obrázek 19 – Vliv FR na extenzi kyčle (upraveno dle Bushell et al. 2015)

Hsuan et al. (2016) porovnávali vliv různých rozcvičení, respektive vlivu foam rollingu, statického strečinku a dynamického strečinku (DS) na flexibilitu svalů u mladých studentů. Zahřátí probíhalo na bicyklovém ergometru (5 minut, 70 otáček za minutu, 80W pro muže, 50W pro ženy). Foam rolling – 3x30 vteřin, přední a zadní strana stehen, obě končetiny najednou; statický strečink – 3x30 vteřin statického protažení přední a zadní strany stehen, každá končetina zvlášť; dynamický strečink – 3x60 vteřin, 2 pohyby: výpady na protažení přední strany stehen a vysoké předkopávání propnutou končetinou na protažení zadní strany stehen. Pokud jde o výsledky ROM kyčelního kloubu prováděného pomocí Thomasova testu, nejlepší výsledky dosáhla skupina využívající foam rolling (obrázek 20).



Obrázek 20 – Výsledky Thomasova testu po absolvování FR, SS, DS (Hsuan et al. 2016)

2.4.2 Dynamický strečink

Určitou část aktivního rozcvičení zaujímá některá z forem strečinkových cvičení. Dříve se hodně využíval statický strečink jako forma rozcvičení, u kterého se věřilo, že může pomoci k lepším výkonům a snížení rizika zranění.

Nicméně postupný výzkum v této oblasti ukázal nové poznatky. Snížení míry rizika zranění vlivem zařazení statického strečinku do rozcvičení vyvrátil např. Shier (1999), jenž uvedl, že statický strečink mimo jiné svým působením může naopak způsobit větší náchylnost svalů k přetržení nebo také, že větší protažení svalů není přínosem pro řadu sportů (například běhy) a rovněž může strečinkem dojít k poškození na úrovni cytoskeletu.

Ani Thacker et al. (2004) ve svém review nenašli důkaz pro menší míru rizika zranění při využití strečinku před či po tréninku. Mimo to statický strečink má buď negativní vliv nebo vliv malý oproti ostatním typům strečinku (např. dynamický) na sílu (Bacurau et al. 2009; Herda et al. 2008), výbušnou sílu (Manoel et al. 2008; Samuel et al. 2008), rychlost (Fletcher et al. 2007, 2004), výskok (Holt et al. 2008) a agilitu (Little et al. 2006; Chatzopoulos et al. 2014).

Proč je dynamický strečink výhodnější volbou pro rozcvičení uvádí Yamaguchi et al. (2005), kteří poukazují, že dynamický strečink zvyšuje srdeční frekvenci a teplotu středu těla. Dále dochází ke zvyšování pružnosti svalů a šlach, stimulaci periferního toku krve a posilování koordinace dynamického pohybu (Smith, 1994).

Dynamický strečink má teoreticky stejný pozitivní vliv na flexibilitu jako statický strečink, ale bez snižování výkonu a v určitých směrech, jako je například explozivní síla, může výkon dokonce zvyšovat (Holt et al. 2008; Yamaguchi et al. 2007).

Do dynamického strečinku patří různé běhy, poskoky, cviky s hmotností vlastního těla, které skrze zvyšující se intenzitu stimulují pohybové vzorce nezbytné pro úspěch v daném sportu (Perrier et al. 2011). Zvyšující se intenzita má za následek vyšší prokrvení svalů, což má za následek zlepšení dodávky kyslíku, odvod odpadních látek a dochází i k vyšší výkonnosti nervové soustavy (Thacker et al., 2004).

Fletcher et al. (2010) testovali rozdílné rychlosti provedení dynamického strečinku a jejich vliv na výskok. Výzkumu se účastnilo 24 mužů, kteří na zahřátí běželi 10 minut za standardizovaných podmínek. Poté buď provedli dynamický strečink v rychlosti 50 pohybů za minutu nebo 100 pohybů za minutu (dle metronomu), anebo neprováděli žádný strečink. Poté provedli různé varianty vertikálních skoků (bez protipohybu – squat jump, s protipohybem – countermovement jump nebo po seskoku – drop jump). Výsledky ukázaly, že rychlejší dynamický strečink měl lepší odezvu na výkon než pomalejší varianta a než varianta bez

rozcvičení. Rovněž pomaleji provedený dynamický strečink dosáhl lepší odezvy než žádný strečink (obrázek 21).

Intervention	Countermovement jump (cm)	Drop jump (cm)	Squat jump (cm)
NS	48.0 ± 7.9*	47.5 ± 7.6*	45.1 ± 7.5*
SDS	48.4 ± 8.4**	49.2 ± 7.7***	46.7 ± 7.6***
FDS	50.4 ± 8.5***	51.9 ± 8.9***	47.6 ± 8.5***

Obrázek 21 – Vliv rozcvičky bez strečinku (NS), pomalu provedeného dynamického strečinku (SDS) a rychle provedeného strečinku (FDS) na výšku výskoku při různých typech vertikálního skoku (Fletcher et al. 2012)

Rozdílem vlivu účinků statického a dynamického strečinku na rovnováhu, agilitu, reakční čas a čas pohybu se zabývali Chatzopoulos et al. (2014). Výzkumu se účastnilo 31 středoškolských sportovců, kteří prováděli v různé dny odlišné cvičební protokoly. Všechny intervence začínali zahřátím (běh – 3 minuty) a poté následovalo buď 7 minut dynamického (DS – 8 cviků, cviky prováděné v pohybu na 18m rovince, tam i zpět) strečinku, statického strečinku (SS – 7 cviků, 30 vteřin výdrž, provedeno na obě strany) nebo odpočinku (NS). Poté se provedlo měření dynamické rovnováhy, 505 agility test, test reakční doby a test rychlosti pohybu. Ve všech měřeních dopadl dynamický strečink lépe než ostatní metody (obrázek 9).

Table 3. Balance, agility RT and MT values of the three protocols. Values are mean (± SD).

	Static	Dynamic	No stretching
Balance (sec)	15.34 (5.54)*	17.49 (5.11)	16.97 (5.16)
Agility (sec)	3.11 (.21)	3.00 (.20)*	3.08 (.18)
RT (ms)	.187 (.036)	.186 (.035)	.187 (.032)
MT (ms)	.419 (.055)	.394 (.053)†	.404 (.051)

*Significant difference from the other two protocols (p<.05).

†Significant difference from static protocol (p<.05).

Obrázek 22 – Vliv dynamického a statického strečinku na rovnováhu (balance), agilitu (agility), reakční dobu (RT) a dobu pohybu (MT) (Chatzopoulos et al. 2014)

V dalším výzkumu zabývající se srovnáním dynamického a statického strečinku testovali Perrier et al. (2011) na 21 mužích vliv těchto dvou metod rozcvičení na výšku vertikálního skoku s protipohybem, reakční dobu a flexibilitu. Každá intervence začínala zahřátím – 5 minut na běžícím páse. Poté následovali vybrané intervence – statický strečink

(SS – 7 cviků na dolní končetiny, výdrž v protažení 2 x 30 vteřin), dynamický strečink (DS – 11 cviků zvyšující se intenzity, prováděné v pohybu na 18m rovince, tam i zpět) nebo odpočinek (NS). Následoval test vstávání ze sedu, 10 vertikálních výskoků provedených do maxima, přičemž výskok měl následovat po vizuálním signálu. Obrázek 10 ukazuje, že dynamický strečink si vedl významně lépe v testu výskoku a vstávání ze sedu oproti variantě odpočinku a ve výskoku rovněž dosáhl významnějších výsledků oproti statickému strečinku.

	Strečink		
	Bez strečinku	Statický strečink	Dynamický strečink
Výskok (cm)	41.4 (6.8)	41.9 (6.6)	43.0 (6.3)*†
Reakční čas (s)	0.307 (0.039)	0.304 (0.051)	0.304 (0.037)
Sit and reach test (cm)	30.0 (8.3)	32.8 (7.8)†	33.2 (7.4)†

* Významný rozdíl ($p < 0.05$) vs. SS.
† Významný rozdíl ($p < 0.05$) vs. NS.

Obrázek 23 – Vliv statického a dynamického strečinku na výskok, reakční čas a sit and reach test (upraveno dle Perrier et al. 2011)

Herda et al. (2008) ve své studii tvrdí, že pokud jde o účinky dynamického strečinku provedeného před tréninkem, jedná se o metodu, která má menší negativní dopad na sílu svalů zadní strany stehna.

McMillian et al. (2006) uvádějí, že 10 minut rozcvičení pomocí dynamického strečinku má lepší efekt na výsledky v člunkovém běhu, hod medicimbalem či skoku dalekém na 5 kroků oproti 10 minutám rozcvičení pomocí statického strečinku (obrázek 24).

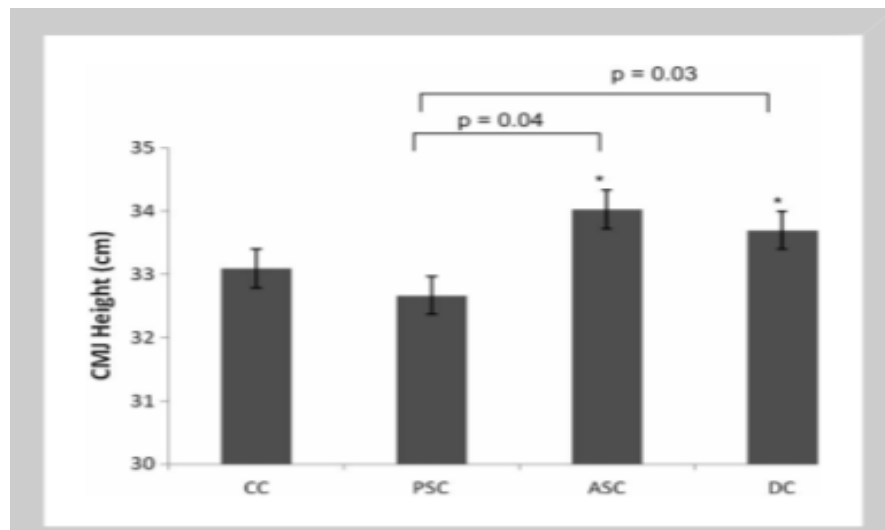
	Člunkový běh (s)	Hod medicimbalem do dálky (m)	Skok na 5 kroků
Bez rozcvičení	9.77 ± 0.82	9.47 ± 2.89	9.51 ± 1.14‡
Statický strečink	9.69 ± 0.85	9.34 ± 2.87	9.78 ± 1.172‡
Dynamický strečink	9.56 ± 0.79†	9.79 ± 3.01†	10.06 ± 1.23‡

Obrázek 24 – Vliv dynamického strečinku na člunkový běh, hod medicimbalem a skok daleký na 5 kroků (upraveno dle McMilian et al. 2006)

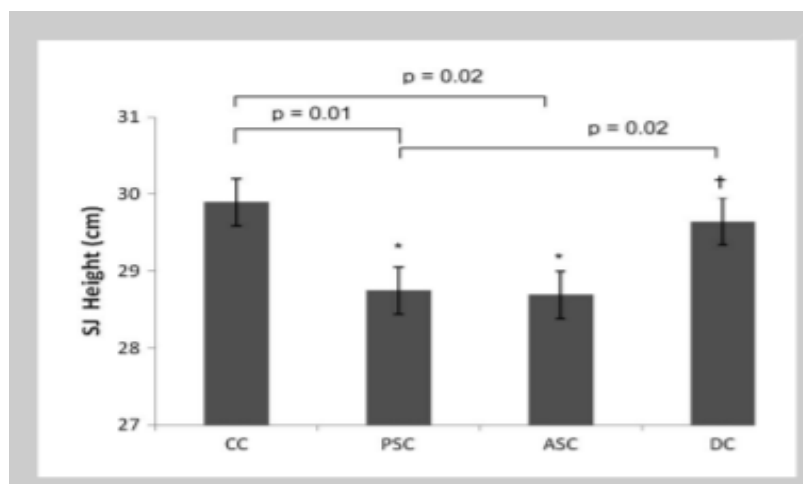
Porovnáním efektu aktivního, pasivního a dynamického strečinku na vertikální výskok se zabývali Carvalho et al. (2012). Měření začínalo 5 minutami běhu kolem tenisových kurtů (srdeční frekvence na 140 tepů za minutu). Poté provedli probandi 10 výskoků – 5x výskok ze dřepu, 5x výskok s protipohybem. Probandi byli rozděleni do 4 skupin:

- 1. skupina: 5 minut odpočinek
- 2. skupina: pasivní strečink – 3 cviky po 3 sériích, 15 vteřin cvičení (s dopomocí druhé osoby)
- 3. skupina: aktivní strečink – 3 cviky po 3 sériích, 15 vteřin cvičení
- 4. skupina: dynamický strečink – 3 cviky po 3 sériích, 15 vteřin cvičení

Nakonec provedli probandi 3 výskoky ze dřepu a 3 výskoky s protipohybem. Výsledky (obrázek 12) ukázaly, že co se týče výskoku s protipohybem nedošlo k významným změnám ($p > 0,05$) mezi skupinami, které prováděli strečink a skupinou, která ho neprováděla. Nicméně významný rozdíl byl nalezen mezi pasivním strečkem a aktivním a dynamickým strečkem. Výskok ze dřepu ukázal odlišné výsledky (obrázek 25). Významný rozdíl byl mezi pasivním a aktivním strečkem v porovnání s dynamickým strečkem a žádným strečkem, kde dosáhli probandi lepších výsledků.



Obrázek 25 – Vliv druhu rozcvičení (CC – bez rozcvičení; PSC – pasivní statický strečink; ASC (aktivní statický strečink; DC – dynamický strečink) na výskok s protipohybem (Carvalho et al. 2012)



Obrázek 26 – Vliv druhu rozcvičení (CC – bez rozcvičení; PSC – pasivní statický strečink; ASC (aktivní statický strečink; DC – dynamický strečink) na výskok bez protipohybu (Carvalho et al. 2012)

3 CÍLE

Cílem diplomové práce je zjistit jaký vliv má typ rozcvičení (foam rolling a dynamický strečink) na techniku dřepu s vlastní vahou, zadního dřepu a předního dřepu.

3.1. Výzkumné otázky

1. Ovlivňuje foam rolling techniku dřepu?
2. Ovlivňuje dynamický strečink techniku dřepu?
3. Je efekt rozcvičení na techniku dřepu odlišný u mužů a žen?

4 METODIKA

4.1. Výzkumný soubor

Měření se účastnili muži a ženy ve věku 18 – 40 let (průměrný věk muži 30 let, ženy 26 let) v celkovém počtu 19 cvičenců (9 mužů, 10 žen).

Kritéria pro výběr účastníků:

- každý účastník měl minimálně roční zkušenost s posilováním ať v posilovnách, či v rámci sportů jako kalistenika (cvičení s vlastní hmotností),
- pravidelně procvičoval dolní končetiny a měl zkušenosti s prováděním alespoň jednoho ze tří testovaných dřepů,
- z výzkumu byli naopak vyřazeni účastníci, kteří měli v posledním roce zranění ovlivňující kvalitu provedení dřepu (např. přetržený přední křížový vaz), ale i ti se zraněním starším než jeden rok, pokud následkem zranění byl ovlivněn pohyb a dřep samotný (např. špatně zrehabilitovaná fraktura hlezenního kloubu a s tím spojené omezení pohybu kloubu),
- věková hranice 18-45 let.

Každý z účastníků byl předem seznámen s průběhem výzkumu a jeho podmínkami.

Měření probíhala v soukromých prostorách v odpoledních hodinách.

4.2. Průběh výzkumu

4.2.1 Podmínky měření

Každý účastník musel splnit tyto podmínky:

- nekonzumovat alkohol 48 hodin před měřením,
- neprovádět dřepy v jakékoliv formě 48 hodin před měřením,
- oblečení obepínající tělo pro lepší rozlišení při analýze videozáznamu.

4.2.2 Použité vybavení

Pro sledování techniky dřepů byl použit videozáznam pořízený videokamerou zabudovanou do mobilního telefonu Xiaomi Redmi Note 7 (rozlišení 1080p, 30 FPS), který byl umístěn na stativu pokaždé na stejném místě ve stejné výšce. Rovněž proband vždy stál na stejném místě.

Pro zahřátí bylo použito spinningové kolo značky Life Fitness (LEMOND, Revmaster Pro), a tepová frekvence jedince byla měřena pomocí hrudního pásu a hodinek Sigma PC 10.11.

K foam rollingu byl použit válec Aptonia ze 100 % polypropylenu, délka 38 cm, průměr 13,5 cm.

Pro zadní a přední dřep byly použity olympijské osy s délkou 220cm, průměrem nakládací části osy 50mm, s hmotností 20kg pro muže, 15kg pro ženy.

4.2.3 Způsoby rozcvičení a provedení dřepů

Cviky použité u foam rollingu a dynamického strečinku jsou v obrázkové podobě umístěny v příloze.

Rozcvičení:

- 1) Zahřátí na kole – před zahájením měření byla určena maximální tepová frekvence pomocí vzorečku $SF_{max} = 220 - \text{věk}$. Z výsledné hodnoty bylo vypočteno 70% a okolo vypočtené srdeční frekvence (± 5 tepů) se musel cvičící pohybovat v časovém horizontu 5 minut. Odpor kola a počet otáček byl upravován průběžně podle stavu srdeční frekvence.
- 2) Foam rolling – rozcvičení pomocí válce cílilo na oblast lýtkových svalů, přední, zadní a interní stranu stehen, hýždě a hrudní páteř.
 - Lýtka – obě nohy najednou, rozsah pohybu od podkolenní jamky po úroveň hlezenního kloubu, 1 série v délce 45 vteřin.
 - Zadní strana stehen - obě nohy najednou, rozsah pohybu od hýždí po podkolenní jamku, 1 série v délce 45 vteřin.
 - Přední strana stehen – obě nohy najednou, rozsah pohybu od tříselné oblasti po patelu, 1 série v délce 45 vteřin.
 - Interní strana stehen – každá nohy zvlášť, rozsah pohybu od kolene po tříselnou oblast, 1 série na každou končetinu v délce 45 vteřin.
 - Hýždě – každá oblast zvlášť, rozsah pohybu v plné délce velkého svalu hýžd'ového, 1 série na každou polovinu v délce 45 vteřin.
 - Hrudní páteř – rozsah pohybu od posledního žebra po horní okraj lopatek, 2 série po 45 vteřinách, pauza 15 vteřin mezi sériemi.
 - Délka rozcvičky přibližně 7 minut.
- 3) Dynamický strečink – rozcvičení cílilo na hlezenní a kyčelní kloub, páteř
 - Hlezenní kloub

- Výpony s přenášením na paty – obě nohy najednou, 1 série po 45 vteřinách.
- Dorsiflexe – každá noha zvlášť, 1 série na končetinu po 45 vteřinách.
- Kyčle
 - Otevírání kyčlí ve dřepu s oporou – každá nohy zvlášť, 1 série na končetinu po 45 vteřinách.
- Kyčle a hrudník
 - Rotace páteře ve výpadu – každá strana zvlášť, 1 série na končetinu po 45 vteřinách.
- Hrudník
 - Kočičí hřbet – 2 série po 45 vteřinách, 15 vteřin pauza mezi sériemi.
- Délka rozcvičky přibližně 7 minut.

Provedení dřepů

Všechny dřepy byly prováděny na stejném místě vyznačeném páskou. Každý z cvičenců dostal pokyn o provedení nejhlubšího dřepu, který je schopen provést.

- Dřepy s vlastní vahou:
 - Šířka postoje dle osobní preference cvičícího.
 - Ruce v předpažení, nespojené.
 - Maximální možná hloubka dle pocitu cvičícího.
- Zadní dřep s činkou:
 - Šířka postoje dle osobní preference cvičícího.
 - Posazení osy a způsob provedení stylem high bar – horní část trapézového svalu.
 - Maximální možná hloubka dle pocitu cvičícího.
- Přední dřep s činkou:
 - Šířka postoje dle osobní preference cvičícího
 - Posazení osy v oblasti přední části deltového svalu a klíční kosti
 - Ruce svírají osu křížmo ze shora
 - Maximální možná hloubka dle pocitu cvičícího

4.2.4. Průběh měření

Před zahájením měření byl klient znovu poučen a byl mu přesně popsán průběh měření, tak aby nedocházelo ke zbytečným prodlevám či chybám. Dále proběhl výpočet cílové srdeční frekvence a správné nastavení hrudního pásu. Ve chvíli, kdy hodinky ukazovaly srdeční frekvenci cvičícího bylo zahájeno zahřátí. Úkolem probanda bylo dostat se do 1 minuty na cílovou srdeční frekvenci a tam ji udržovat po zbytek 5 minutového limitu.

Po zahřátí provedl cvičenec bez obuvi sérii dřepů na základě instrukcí, které dostal již na začátku měření – 3 dřepy s vlastní vahou, poté mu byla umístěna na záda osa do pozice high bar a opět provedl 3 dřepy. Následně byla osa přesunuta do pozice předního dřepu a provedeny poslední 3 dřepy. Vše pořízeno na videozáznam z bočního pohledu.

Dále následovalo rozcvičení pomocí foam rollingu. Proband vždy na základě ukázky a průběžné instruktáže provedl jednotlivá cvičení s válcem ve stanoveném rozsahu pohybu a v určené délce cvičení.

Ihned po rozcvičení provedl cvičenec další sérii dřepů, opět všechny varianty na 3 opakování na videozáznam. Druhé měření (rozestup mezi prvním a druhým měřením byl minimálně 48 hodin) probíhalo za stejných podmínek. Po úvodní opakovací instruktáži se cvičenec zahřál na kole, ve stanovené tepové frekvenci v délce 5 minut. Následně opět proběhla série dřepů na videozáznam. Cvičenec tentokrát provedl rozcvičení pomocí dynamického strečinku, opět vedeného výzkumníkem. Na závěr byla provedena druhá série dřepů na videozáznam.

4.3. Metody hodnocení

Videozáznamy z jednotlivých dřepů byly analyzovány v programu Dartfish (verze 6.0, Dartfish, Fribourg, Switzerland). Sledované proměnné byly analyzovány z boční kamery (sagitální rovina) v pozici, kdy cvičící dosáhl maximální hloubky dřepu. Pro určení polohy trupu byl měřen úhel definovaný body rameno, kyčel, koleno. Hloubka dřepu byla charakterizována úhlem definovaným pomocí bodů kyčel, koleno, kotník. Pozice osy byla charakterizována úhlem mezi vertikálou a spojnicí středu chodidla a středu (obrázek 27).

Výsledky byly zaznamenány v programu Microsoft Office Excel. Ze tří pokusů u každé varianty dřepu byly v rámci jednotlivých rozcviček vypočítány průměrné hodnoty, které byly dále statisticky zpracovány.



Obrázek 27 – Úhel pro měření polohy trupu (žlutě), hloubky dřepu (červeně) a pozici osy (modře)

4.4. Statistické zpracování

Data byla zpracována v programu Statistica (verze 13, Tibco software, Palo Alto, CA, USA). Nejdříve byla ověřena normalita rozložení dat pomocí testu Kolmogorov. Všechny proměnné měly normální rozložení dat. Hodnoty před a po jednotlivých rozcvičkách v rámci celého výzkumného souboru byly porovnány pomocí analýzy rozptylu pro opakovaná měření. Párové porovnání bylo provedeno pomocí LSD Fisherova post hoc testu. Pro porovnání hodnot parametrů ve skupinách mužů a žen byla vzhledem k velikosti skupin zvolena neparametrická statistika. Hodnoty před a po měření, stejně jako hodnoty po různých rozcvičkách, byly porovnány Wilcoxonovým testem. Hladina statistické významnosti byla stanovena $\alpha = 0,05$. Pro posouzení věcné významnosti byly použity koeficienty η^2 pro analýzu rozptylu a r pro Wilcoxonův test. Interpretace byla následující: $\eta^2 = 0,01$ malý, $0,06$ střední, $> 0,14$ velký efekt; $r = 0,1$ malý, $0,3$ střední, $0,5$ velký efekt.

5 VÝSLEDKY

5.1. Vliv rozcvičení na kompletní soubor testovaných

V tabulce číslo 1 můžeme vidět výsledné hodnoty jednotlivých sledovaných parametrů, a to v rámci celého zkoumaného vzorku, tedy muži a ženy dohromady. Hodnoty jsou uváděny prostřednictvím průměru a směrodatné odchylky. Výsledky jsou uváděny ve stupních. Pro lepší vizualizaci jsou výsledky pro jednotlivé sledované parametry před a po rozcvičení rovněž zobrazeny v grafech 1 až 3.

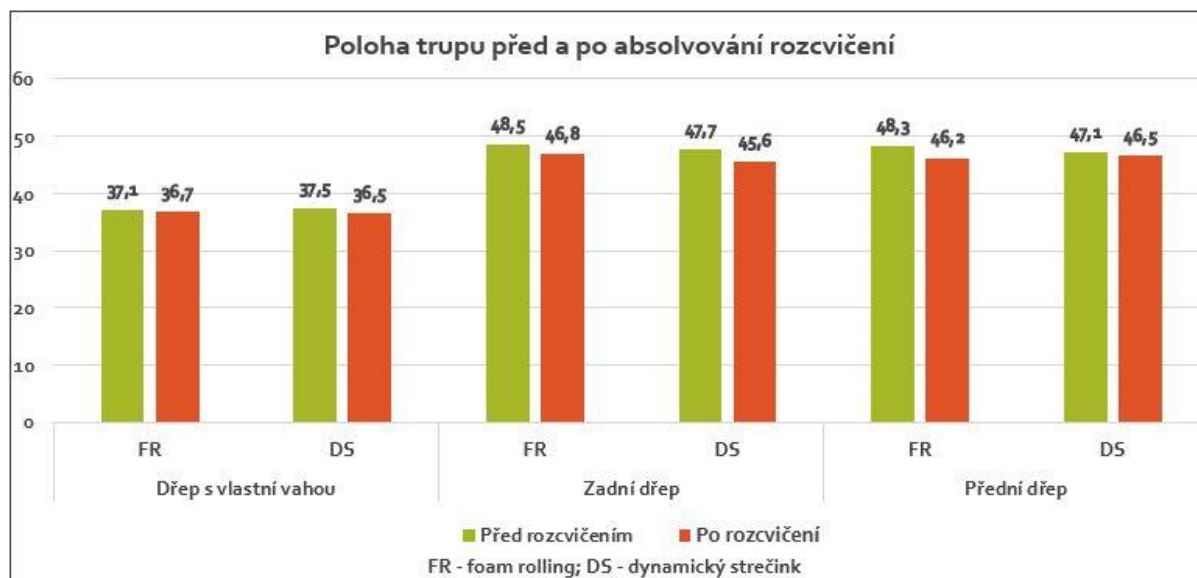
Tabulka č. 1 – Vliv rozcvičení na sledované parametry u dřepů u mužů i žen

Parametr	Dřep	Rozcvička	Před		Po	
			Průměr	SO	Průměr	SO
Trup	Dřep s vlastní vahou	FR	37,1	7,6	36,7	6,9
		DS	37,5	8,1	36,5	7,0
	Zadní dřep	FR	48,5	8,0	46,8	8,5
		DS	47,7	8,1	45,6	7,5
	Přední dřep	FR	48,3	7,1	46,2	7,6
		DS	47,1	8,8	46,5	7,3
Hloubka	Dřep s vlastní vahou	FR	49,6	13,4	48,5	13,3
		DS	50,9	13,7	49,5	12,7
	Zadní dřep	FR	55	14,1	53,5	13,3
		DS	54,7	15,2	52,1	13,0
	Přední dřep	FR	48,5	11,4	46,6	12,0
		DS	46,8	11,9	46,0	10,8
Osa	Zadní dřep	FR	6,6	2,7	5,8	2,4
		DS	6,2	2,2	5,4	2,3
	Přední dřep	FR	8,1	2,4	8,1	2,4
		DS	8,3	2,6	7,6	2,8

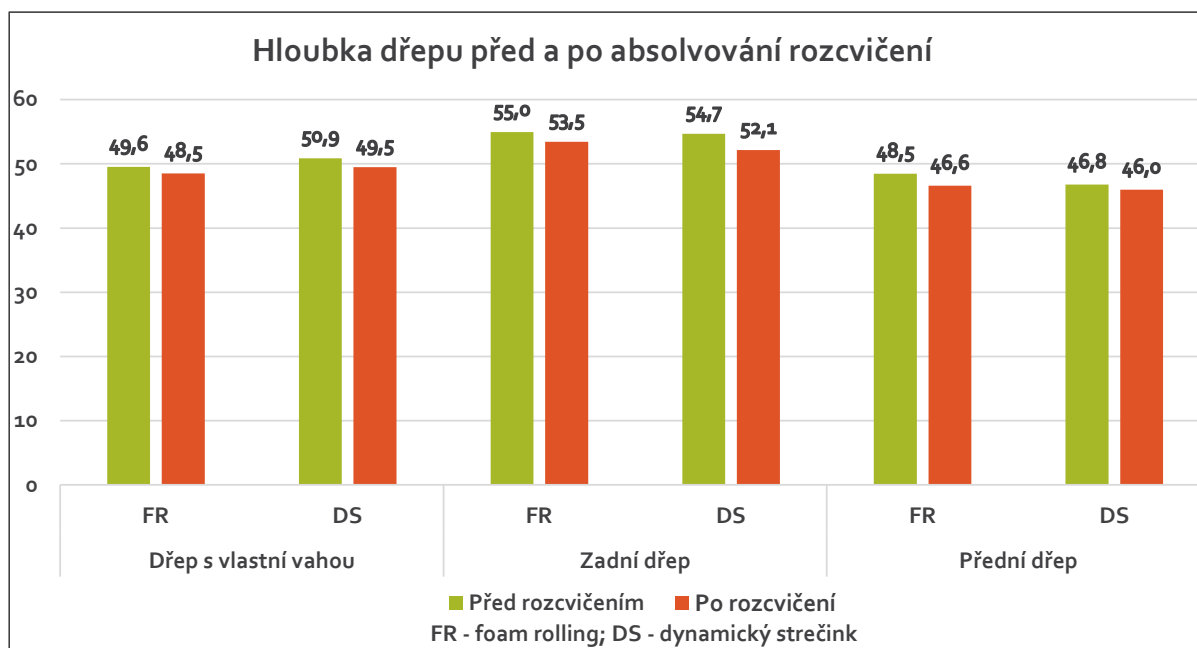
Legenda:

- FR: Foam rolling
- DS: dynamický strečink
- SO: směrodatná odchylka

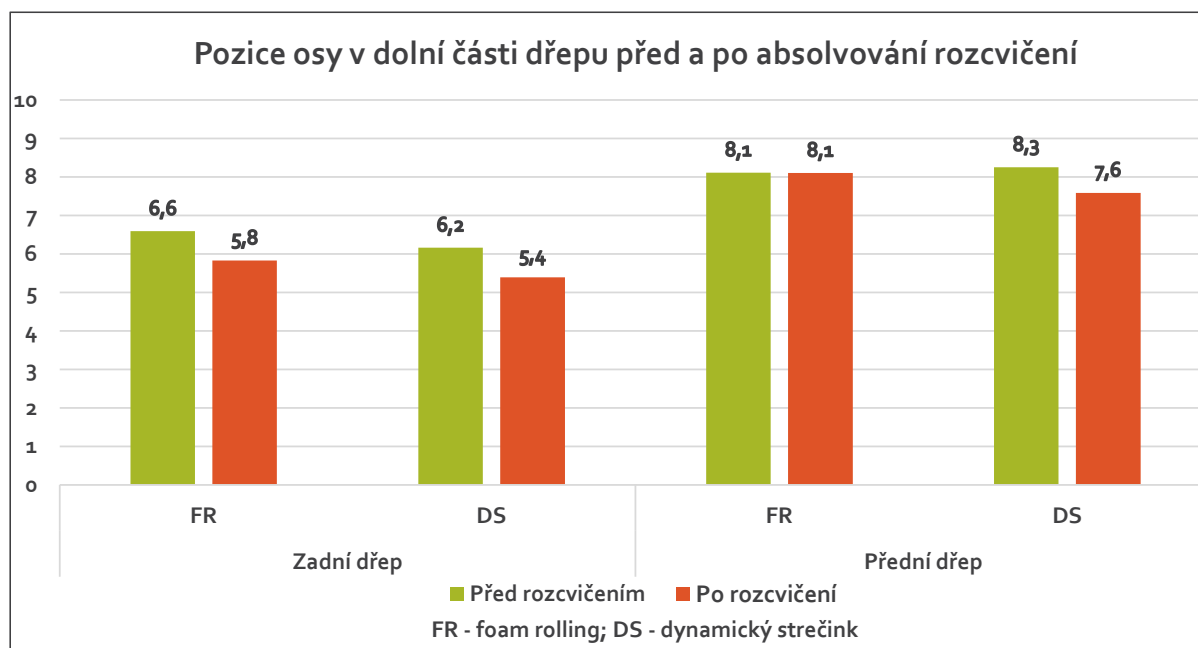
Graf č. 1 – Poloha trupu před a po rozcvičení



Graf č. 2 – Hloubka dřepu před a po absolvování rozcvičení



Graf č. 3 – Pozice osy u zadního a předního dřepu před a po absolvování rozcvičení



Výsledky u polohy trupu ukazují, že po absolvování rozcvičky, a to jak foam rollingu, tak dynamickém strečinku došlo ke zmenšení úhlu oproti dřepům před rozcvičením. Hloubka dřepů byla rovněž vyšší po absolvování rozcvičovacích technik, oproti dřepům před rozcvičením. Pozice osy v dolní části dřepu byla po rozcvičení blíže k těžišti, a to v obou případech po dynamickém strečinku. U foam rollingu došlo ke zlepšení pouze u zadního dřepu, naopak u předního dřepu došlo v průměru ke stejným výsledkům.

Z hlediska statistické významnosti byl však efekt rozcvičení (bez ohledu na typ rozcvičky) významný pouze u zadního dřepu, a to u všech tří zkoumaných parametrů polohy trupu ($p = 0,031$; $\eta^2 = 0,122$), hloubka dřepu ($p = 0,026$; $\eta^2 = 0,130$) a pozice osy ($p = 0,009$; $\eta^2 = 0,177$). Při párovém porovnání byl zjištěn jediný významný rozdíl, a to před a po dynamickém strečinku u hloubky zadního dřepu. Hodnota hloubky dřepu byla po rozcvičení dynamickým strečinkem významně zvýšena (tabulka 2).

Tabulka č. 2 – Hodnoty statistické významnosti rozcvičení na hloubku zadního dřepu.

Hloubka zadního dřepu				
Rozcvičení	FR před	FR po	DS před	DS po
FR před		0,233	0,953	0,536
FR po	0,233		0,787	0,772
DS před	0,953	0,787		0,046
DS po	0,536	0,772	0,046	

Legenda:

- *FR před: dřepy před foam rollingem*
- *FR po: dřepy po foam rollingu*
- *DS před: dřepy před dynamickým strečkem*
- *DS po: dřepy po foam rollingu*

V tabulce č. 3 uvádíme výsledky Wilcoxonova párového testu a věcnou významnost mezi rozcvičkami. Z výsledků vyplývá, že statisticky významný rozdíl ($p < 0.0500$) nastal u předního dřepu, a to konkrétně u polohy trupu a hloubky dřepu. Věcná významnost dosáhla malého efektu (0,1 až 0,3) u polohy trupu dřepu s vlastní vahou a zadního dřepu, hloubky dřepu s vlastní vahou a u pozice osy obou variant dřepů s činkou. Střední efekt (0,3 až 0,5) byl nalezen u polohy trupu předního dřepu a jeho hloubky, stejně tak u zadního dřepu byla hloubka v pásmu středního efektu.

Tabulka č. 3 – Rozdíly vlivu rozcvičení mezi foam rollingem a dynamickým strečinkem u celé skupiny

Foam rolling vs Dynamický strečink			
Dřep	Parametr	p-hodnota	R
Dřep s vlastní vahou	Poloha trupu	0,35	0,15
	Hloubka dřepu	0,24	0,19
Zadní dřep	Poloha trupu	0,08	0,29
	Hloubka dřepu	0,06	0,31
	Pozice osy ve spodní části dřepu	0,08	0,29
Přední dřep	Poloha trupu	0,04	0,33
	Hloubka dřepu	0,05	0,32
	Pozice osy ve spodní části dřepu	0,13	0,25

Legenda:

- *p-hodnota: míra statistické signifikace*
- *r: koeficient věcné signifikace*

5.2. Vliv rozcvičení na techniku dřepů u žen

V tabulce číslo 3 jsou uvedeny naměřené hodnoty pro ženy, uváděné v průměrných hodnotách se směrodatnou odchylkou, jednotkou měření jsou stupně. V grafech 4 až 6 jsou poté data vizualizována.

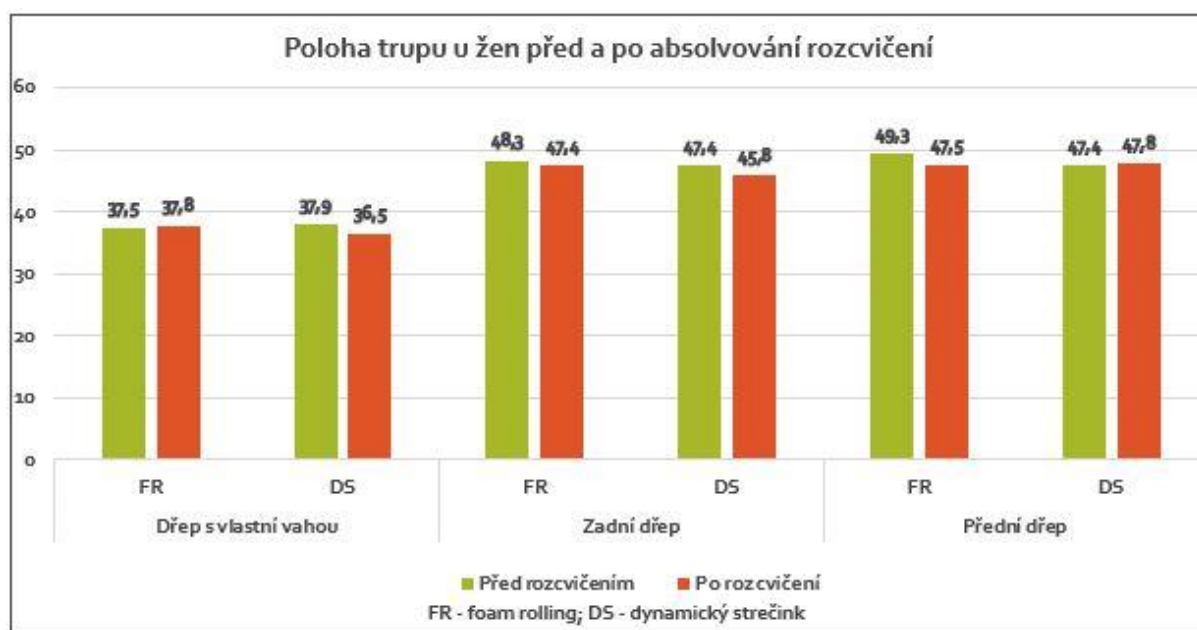
Tabulka č. 3 – Vliv rozcvičení na sledované parametry u žen

Parametr	Dřep	Rozcvička	Před		Po	
			Průměr	SO	Průměr	SO
Trup	Dřep s vlastní vahou	FR	37,5	7,9	37,8	5,8
		DS	37,9	8,5	36,5	7,6
	Zadní dřep	FR	48,3	9,0	47,4	9,8
		DS	47,4	9,0	45,8	8,9
	Přední dřep	FR	49,3	7,5	47,5	8,7
		DS	47,4	10,6	47,8	7,9
Hloubka	Dřep s vlastní vahou	FR	48,1	15,5	48,4	15,9
		DS	49,7	14,8	48,7	13,5
	Zadní dřep	FR	55,1	16,6	54,8	15,2
		DS	54,5	18,5	52,6	14,3
	Přední dřep	FR	49,8	14,7	49,6	14,4
		DS	47,4	14,9	48,0	12,6
Osa	Zadní dřep	FR	7,3	3,2	6,6	2,5
		DS	6,6	2,5	6,0	2,4
	Přední dřep	FR	8,2	2,3	8,4	2,2
		DS	8,8	2,1	8,4	2,8

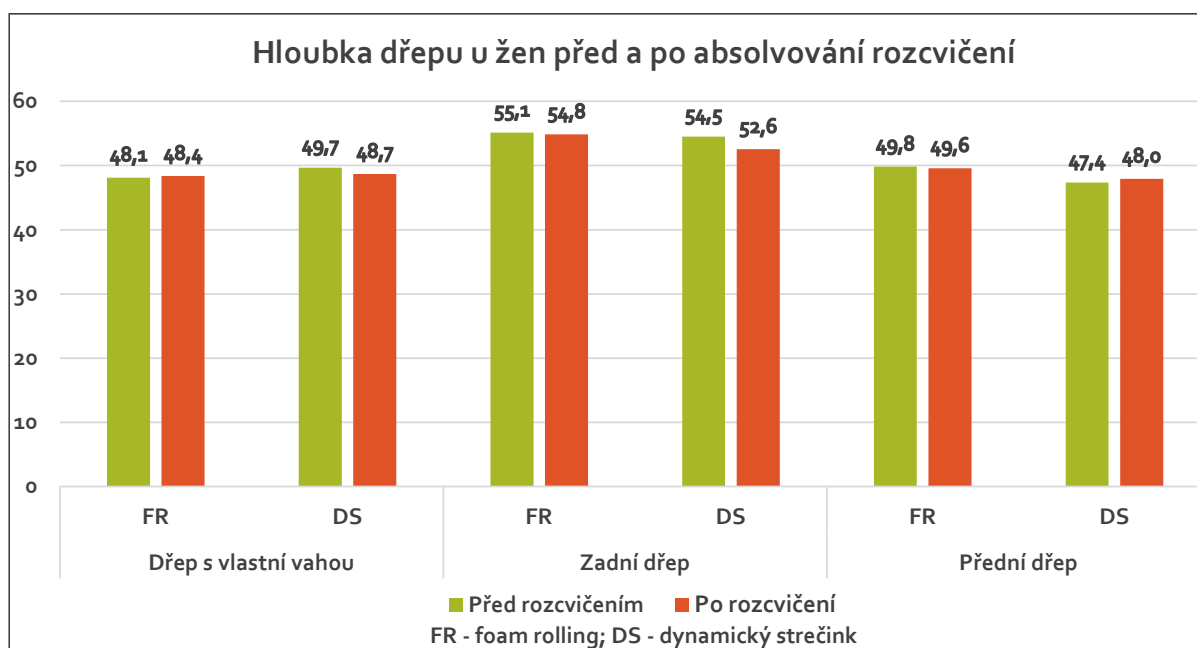
Legenda:

- FR: Foam rolling
- DS: dynamický strečink
- SO: směrodatná odchylka

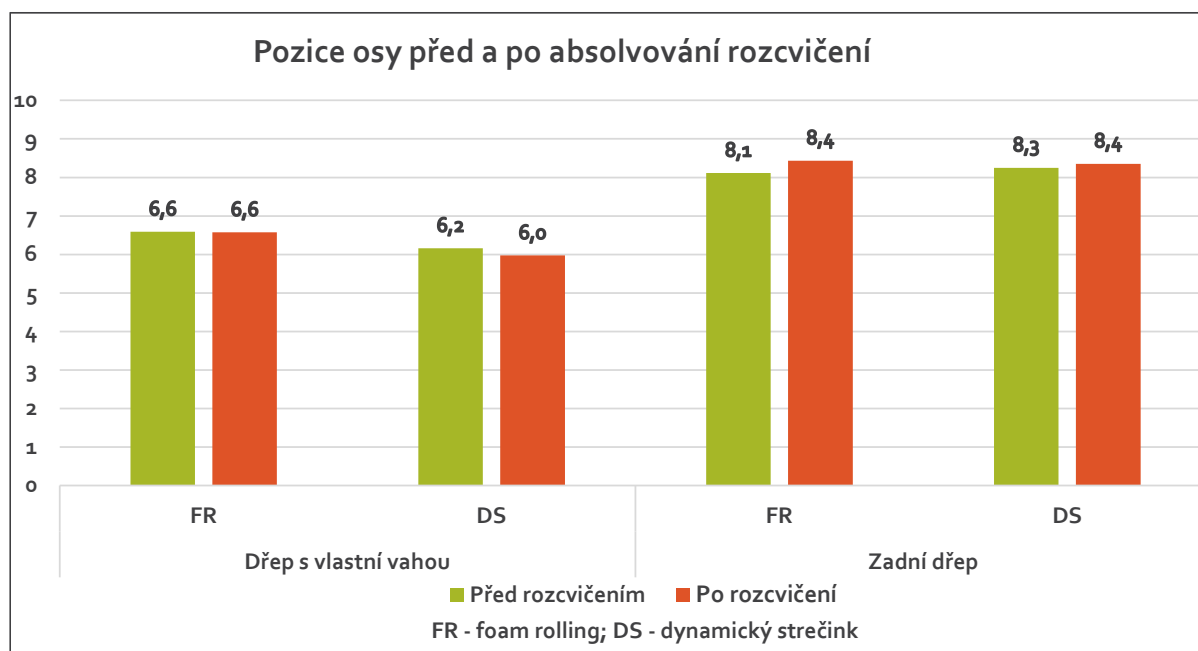
Graf č. 4 – Poloha trupu u žen před a po rozcvičení



Graf č. 5 – Hloubka dřepu u žen před a po rozcvičení



Graf č. 6 – Pozice osy v dolní části dřepu u žen



Z naměřených výsledků můžeme vidět, že u polohy trupu u žen ve dvou případech došlo ke zvětšení úhlu po rozcvičení – u dřepu s vlastní vahou po foam rollingu, a u předního dřepu po dynamickém strečinku. V ostatních případech došlo vždy ke zmenšení úhlu.

Stejný trend můžeme vidět u hloubky dřepu, kdy opět ve stejných případech došlo ke zmenšení hloubky dřepu, zatímco u ostatních se hloubka zvýšila.

Pohyb osy nabízí odlišný výsledek. Po rozcvičení došlo pouze u předního dřepu po foam rollingu ke vzdálení osy od středu chodidla. Ve zbývajících případech došlo vždy k přiblížení osy k těžišti.

Rozdíly mezi hodnotami před a po měření však nebyly ani v jednom případě statisticky významné.

V případě určení věcné významnosti však byly nalezeny malé efekty ($r = 0,1$ až $0,3$) jednotlivých rozcviček na techniku dřepu. U dřepu s vlastní vahou a zadního dřepu došlo u většiny sledovaných parametrů v rámci obou rozcviček k malým efektům na techniku dřepů. Tyto efekty jsou zobrazeny v tabulce č. 4.

Tabulka 4 – Významnost vlivu před a po rozcvičení na sledované parametry dřepu u

žen

Dřep	Parametr	Rozcvičení	p-hodnota	R
Dřep s vlastní vahou	Poloha trupu	FR	0,58	0,13
		DS	0,39	0,19
	Hloubka dřepu	FR	0,58	0,13
		DS	0,39	0,19
Zadní dřep	Poloha trupu	FR	0,72	0,08
		DS	0,44	0,17
	Hloubka dřepu	FR	0,80	0,06
		DS	0,58	0,13
	Pozice osy ve spodní části dřepu	FR	0,33	0,22
		DS	0,20	0,28
Přední dřep	Poloha trupu	FR	0,24	0,26
		DS	0,88	0,03
	Hloubka dřepu	FR	0,72	0,08
		DS	0,88	0,03
	Pozice osy ve spodní části dřepu	FR	0,88	0,03
		DS	0,58	0,13

Legenda:

- FR: Foam rolling
- DS: dynamický strečink
- p-hodnota: míra statistické signifikace
- r: koeficient věcné signifikace

Významné rozdíly mezi rozcvičkami u žen uvádíme v tabulce č. 5. Porovnání hodnot po rozcvičkách neodhalilo významný rozdíl mezi foam rollingem a dynamickým strečinkem. Věcná významnost však ukázala malý efekt (0,1 až 0,3) u polohy trupu zadního a předního dřepu, u hloubky předního dřepu a pozice osy zadního dřepu. Střední efekt (0,3 až 0,5) se projevil u hloubky zadního dřepu.

Tabulka č. 5 – Rozdíly vlivu rozcvičení mezi foam rollingem a dynamickým strečinkem u žen

Foam rolling vs Dynamický strečink			
Dřep	Parametr	p-hodnota	R
Dřep s vlastní vahou	Poloha trupu	0,96	0,01
	Hloubka dřepu	0,72	0,08
Zadní dřep	Poloha trupu	0,51	0,15
	Hloubka dřepu	0,17	0,31
	Pozice osy ve spodní části dřepu	0,44	0,17
Přední dřep	Poloha trupu	0,24	0,26
	Hloubka dřepu	0,24	0,26
	Pozice osy ve spodní části dřepu	0,72	0,08

Legenda:

- *p*-hodnota: míra statistické signifikace
- *r*: koeficient věcné signifikace

5.3. Vliv rozcvičení na techniku dřepů u mužů

Hodnoty naměřené v průměrných hodnotách včetně směrodatných odchylek (jednotkou jsou stupně) u mužů jsou zaznamenány v tabulce číslo 4. V grafech 7 až 9 jsou data vizualizována.

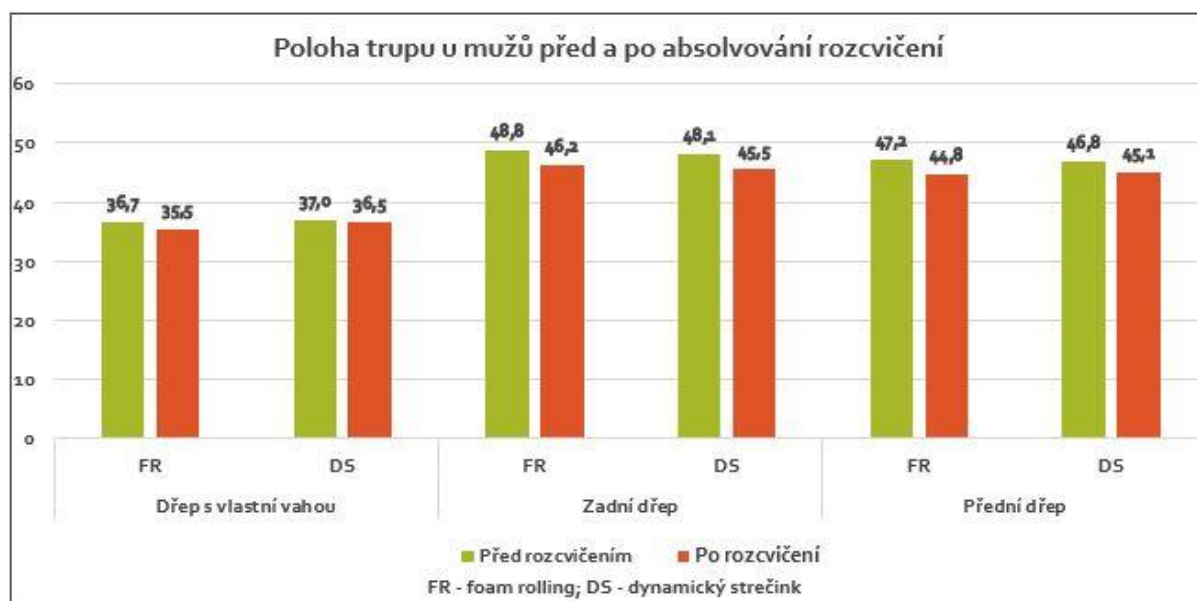
Tabulka č. 5 – Vliv rozcvičení na sledované parametry u mužů

Parametr	Dřep	Rozcvička	Před		Po	
			Průměr	SO	Průměr	SO
Trup	Dřep s vlastní vahou	FR	36,7	7,6	35,5	8,1
		DS	37,0	8,1	36,5	6,8
	Zadní dřep	FR	48,8	7,1	46,2	7,4
		DS	48,1	7,5	45,5	6,1
	Přední dřep	FR	47,2	6,8	44,8	6,4
		DS	46,8	6,9	45,1	6,7
Hloubka	Dřep s vlastní vahou	FR	51,1	11,3	48,7	10,8
		DS	52,2	13,1	50,4	12,5
	Zadní dřep	FR	54,8	11,7	51,9	11,4
		DS	54,9	11,7	51,7	12,3
	Přední dřep	FR	47,0	6,7	43,3	8,3
		DS	46,2	8,3	43,8	8,6
Osa	Zadní dřep	FR	5,8	1,9	5,0	2,0
		DS	5,7	1,9	4,7	2,1
	Přední dřep	FR	8,0	2,6	7,7	2,6
		DS	7,7	3,0	6,7	2,8

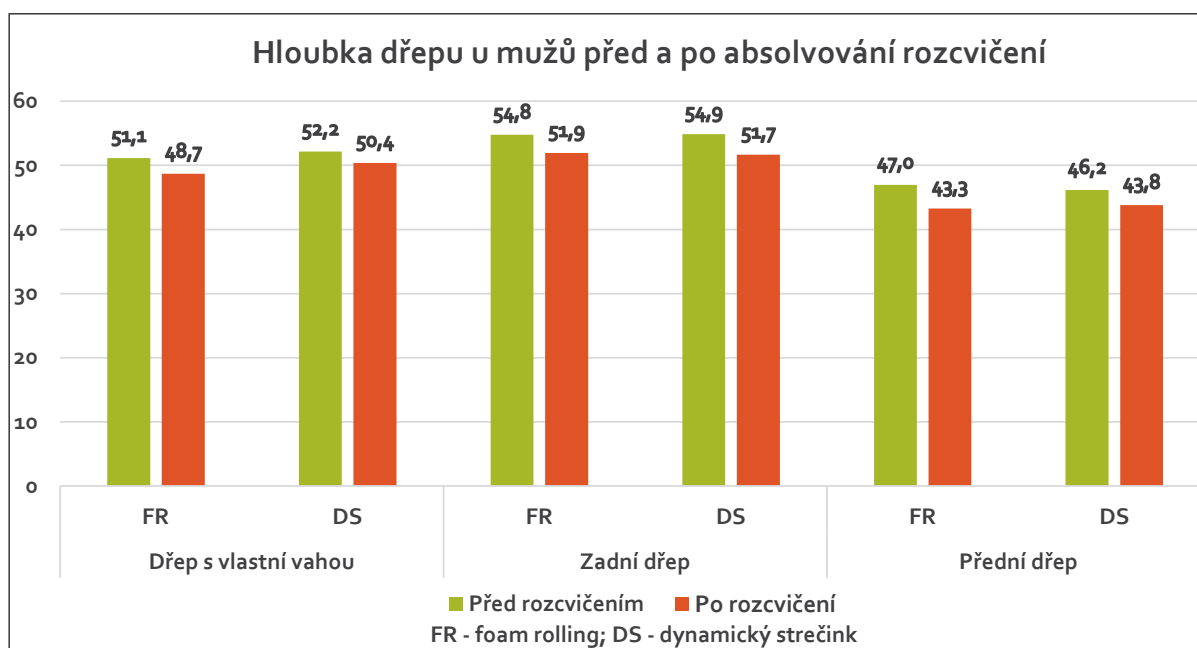
Legenda:

- FR: Foam rolling
- DS: dynamický strečink
- *p*-hodnota: míra statistické signifikace
- *r*: koeficient věcné signifikace

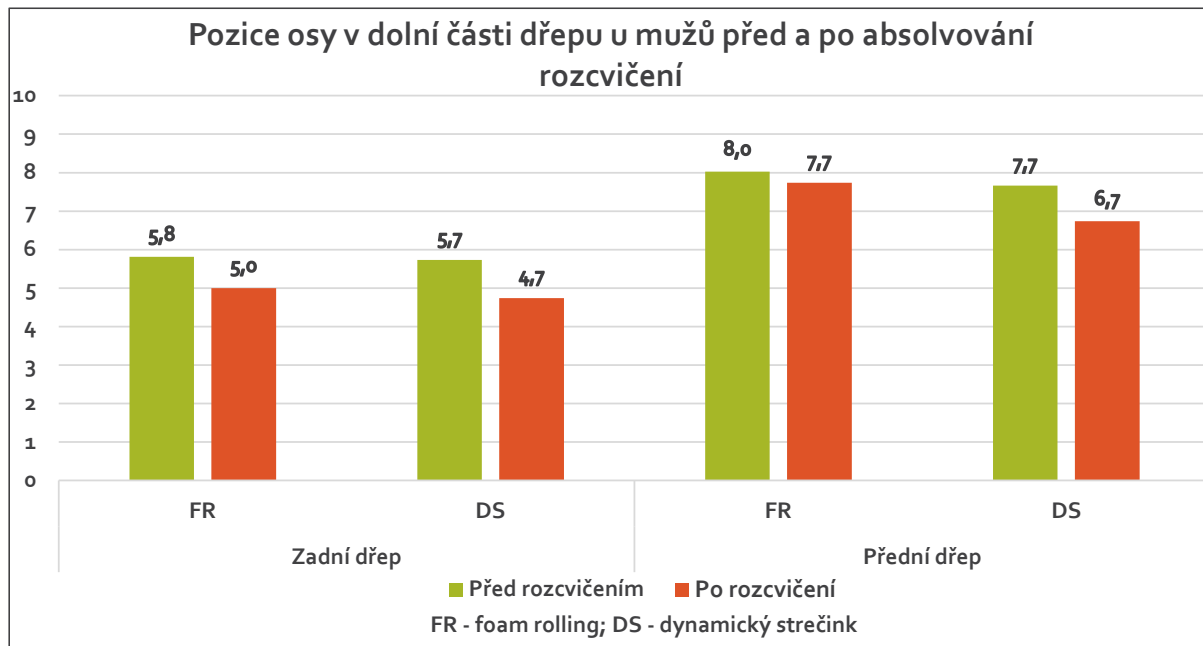
Graf č. 7 – Poloha trupu u mužů před a po rozcvičení



Graf č. 8 – Hloubka dřepu u mužů před a po rozcvičení



Graf č. 9 – Pozice osy v dolní části dřepu u mužů



Výsledky, které byly u mužů naměřeny, ukázaly oproti ženám významný efekt rozcvičení. Mimo to u mužů došlo po každé rozcvičce u všech dřepů ke zmenšení všech proměnných.

Hloubka u všech dřepů byla významně vyšší po rozcvičení foam rollingem a rovněž změna hloubky zadního dřepu po dynamickém strečinku se projevila jako významná (tabulka 6).

Věcná významnost ukázala další významné efekty rozcviček. Malý efekt ($r = 0,1$ až $0,3$) se projevilo v rámci foam rollingu na pozici osy u předního dřepu a po dynamickém strečinku u trupu a hloubky dřepu s vlastní vahou a také u pozice osy jak předního, tak zadního dřepu.

Střední efekt věcné významnosti ($r = 0,3$ až $0,5$) byl prokázán u zadního dřepu, a to u polohy trupu jak po foam rollingu, tak po dynamickém strečinku. Vliv foam rollingu na pozici osy byl rovněž v pásmu středního efektu. U předního dřepu byl rovněž zjištěn u polohy trupu při obou formách rozcvičení střední efekt rozcvičení.

Velký efekt ($r = 0,5$ a více) jsme pozorovali u hloubky dřepu s vlastní vahou po foam rollingu, hloubky zadního dřepu po obou rozcvičkách, a rovněž u hloubky předního dřepu po foam rollingu.

Tabulka 6 – Významnost vlivu před a po rozcvičení na sledované parametry dřepu u mužů

Dřep	Parametr	Rozcvičení	p-hodnota	r
Dřep s vlastní vahou	Poloha trupu	FR	0,68	0,10
		DS	0,51	0,15
	Hloubka dřepu	FR	0,01	0,60
		DS	0,21	0,29
Zadní dřep	Poloha trupu	FR	0,09	0,40
		DS	0,17	0,32
	Hloubka dřepu	FR	0,02	0,57
		DS	0,01	0,60
	Pozice osy ve spodní části dřepu	FR	0,09	0,40
		DS	0,44	0,18
Přední dřep	Poloha trupu	FR	0,05	0,46
		DS	0,14	0,35
	Hloubka dřepu	FR	0,02	0,57
		DS	0,07	0,43
	Pozice osy ve spodní části dřepu	FR	0,51	0,15
		DS	0,40	0,21

Legenda:

- FR: Foam rolling
- DS: dynamický strečink
- p-hodnota: míra statistické signifikace
- r: koeficient věcné signifikace

Wicoxonův párový test neukázal významné rozdíly mezi foam rollingem a dynamickým strečinkem u mužů, nicméně ve všech pozorovaných parametrem došlo na základě testu věcné významnosti ke střednímu efekt (0,3 až 0,5).

Tabulka č. 5 – Rozdíly vlivu rozcvičení mezi foam rollingem a dynamickým strečinkem u žen

Foam rolling vs Dynamický strečink			
Dřep	Parametr	p-hodnota	r
Dřep s vlastní vahou	Poloha trupu	0,11	0,38
	Hloubka dřepu	0,14	0,35
Zadní dřep	Poloha trupu	0,05	0,46
	Hloubka dřepu	0,17	0,32
	Pozice osy ve spodní části dřepu	0,07	0,43
Přední dřep	Poloha trupu	0,09	0,40
	Hloubka dřepu	0,07	0,43
	Pozice osy ve spodní části dřepu	0,09	0,40

Legenda:

- *p-hodnota: míra statistické signifikace*
- *r: koeficient věcné signifikace*

6 DISKUZE

Interpretace a využitelnost výsledků pro praxi

Z naměřených výsledků můžeme bez ohledu na významnost vidět jisté trendy, které jsou až na výjimky neměnné. Zpravidla došlo po absolvování rozcvičení ke zmenšení úhlu u pozorovaných parametrů. Abychom mohli lépe interpretovat výsledky, je nutné vysvětlit, co dané úhly představují. Parametr polohy trupu (úhel rameno - kyčel - koleno) znázorňuje, zda dochází k předklonu trupu (flexi), případně k jeho narovnání (extenzi). V případě, že dojde ke zmenšení úhlu, dochází k jednomu ze dvou případů. V případě zvýšení hloubky dřepů dojde k přiblížení stehů k trupu při zachování vertikální pozice trupu. Ve druhém případě, kdy nedojde ke zvýšení hloubky dřepu, dochází k předklonu trupu do více horizontální pozice, ve které dochází především v případě dřepů s činkou, k přetěžování spodní části zad. Hloubku dřepu (úhel kyčel – koleno – kotník) posuzujeme tak, že pokud dojde ke zmenšení tohoto úhlu, dochází k větší hloubce dřepu (kyčel se dostává blíže k hlezennímu kloubu). Posledním parametrem je pozice osy v dolní části zadního a předního dřepu (úhel střed osy – střed chodidla – vertikála), kde vertikální osa vede od středu chodidla, kde se promítá těžiště při těchto dvou dřepích. Úhel mezi vertikálou procházející středem chodidla a spojnici středu chodidla se středem osy představuje míru vychýlení těžiště od optimální polohy (těžiště ve vertikále procházející středem chodidel). Teoreticky by mohly nastat dva případy – střed činky za vertikálou (osa umístěna za těžištěm směrem k patě chodidla) a střed činky před vertikálou (osa blíže k prstům chodidla). V případě pozice činky za vertikálou by došlo k převážení jedince vzad.

Pokud se podíváme na dřep s vlastní vahou, zde bude interpretace výsledků obtížnější. U skupiny jako celku došlo po absolvování rozcvičení ke zmenšení úhlu polohy trupu a zvýšení hloubky dřepu. Stejný trend byl nalezen u mužů. U žen v případě foam rollingu došlo u obou parametrů k opačnému trendu, tedy ke zmenšení hloubky dřepu společně s větším úhlem v polohy trupu.

Při dřepu při dosáhnutí větší hloubky musí zákonitě dojít i ke snížení úhlu trupu, tedy úhlu rameno - kyčel - koleno. Pokud by k tomu nedošlo, v určitém bodě by se cvičenec převážil vzad. V případě že by se snižoval úhel trupu, ale nezvyšovala se hloubka dřepu, nebo by dokonce klesala, docházelo by k většímu předklonu trupu a přetěžování bederní páteře. Zde je však na učiteli/trenérovi, aby posoudil, co je ještě v pořádku, a co už nikoliv.

V případě předního a zadního dřepu hraje důležitou roli osa/činka, která by měla být v dolní pozici dřepu nad středem chodidla pro udržení optimální polohy těžiště. V případě že

se osa vzdálí od těžiště směrem k patě chodidla, dojde k pádu vzad, což se během měření nestalo. V opačném případě, tedy pokud osa směřuje před těžiště, musí tělo tento pohyb kompenzovat. Pokud dojde u dřepu k většímu předklonu trupu (zmenšení úhlu rameno – koleno – kyčel). To opět vede k přetěžování bederní páteře, v tomto případě může jít o větší problém vzhledem k hmotnosti závaží, které je na čince.

Pozitivním jevem pro nás může tedy být, pokud cvičenec po rozcvičce zvýší hloubku dřepu, čímž se zmenší i úhel trupu, a zároveň pokud dojde ke zlepšení pozice osy v dolní části dřepu. Případně pokud dojde k udržení této pozice nad středem chodidla, pokud je trenérem posouzena jako dostatečná.

Tento trend, bez ohledu na významnost, můžeme u celé skupiny pozorovat u obou dřepů po absolvování jak foam rollingu, tak dynamického strečinku. V případě foam rollingu u předního dřepu, nedošlo ke změně v pozici osy a je zde na trenérovi, aby posoudil, zda je zvýšení hloubky dřepu benefiční pro cvičence.

U žen došlo k takovému zlepšení u zadního dřepu po absolvování jak foam rollingu, tak dynamického strečinku. U předního dřepu byl tento jev pozitivní pouze v případě dynamického strečinku. U foam rollingu došlo k většímu vychýlení pozice osy, což by mohlo mít za následek větší předklon a přetěžování zad.

Muži dosáhli u všech dřepů po obou rozcvičkách zlepšení a dle výsledků, které jsme prezentovali ve výsledkové části práce, byl efekt rozcvičky větší než u žen. To může být způsobeno obecně horší mobilitou a flexibilitou mužů oproti ženám, a proto rozcvičení může být pro muže více efektivní.

Vybrané způsoby rozcvičení a jejich efektivnost

V odborné literatuře jsme nenalezli studii, která by se zabývala vlivem rozcvičení na techniku dřepu. Jako možné důvody vidíme problém s hodnocením techniky dřepu, protože neexistují jednoznačná kritéria správně provedeného dřepu, Dalším důvodem mohou být velké interindividuální rozdíly v provedení dřepů. Pro naši práci jsme si vybrali rozcvičení formou foam rollingu a dynamického strečinku.

Foam rolling se ukazuje jako vhodný nástroj pro zvýšení rozsahu pohybu v kloubu. Millera et al. (2019) potvrdili účinky foam rollingu na zvýšení dorsiflexe (o 3 %), flexe kolene (o 3 %) a flexe kyčle (o 5%). Mezi další výzkumy zabývajících se foam rollingem patří studie Bradbury-Squires et al. (2015). Tito autoři potvrdili zvýšení ROM kolenního kloubu. Hsuan et

al. (2016) našli významný vliv foam rollingu na ROM kyčelního kloubu, dokonce ve větší míře než statický a dynamický strečink.

Z výsledků diplomové práce vyplývá, že foam rolling má významný vliv na hloubku dřepu s vlastní hmotností, zadního a předního dřepu u mužů. U žen nebyly nalezeny významné rozdíly u žádného ze sledovaných parametrů.

Vliv dynamického strečinku se oproti foam rollingu více měří v souvislosti s výkonem. Z těchto výzkumů pro nás mohou být důležité především ty, které zkoumají vliv na výkon dřepu nebo některé varianty vertikálního výskoku, vzhledem k tomu, že je pro výskok používán podobný pohybový vzorec jako u dřepu. Z těchto studií můžeme jmenovat například Fletcher et al. (2012), kde jedna skupina prováděla dynamický strečink v tempu 50, druhá skupiny 100 pohybů za minutu a třetí skupina žádný strečink. Mezi zkoumanými pohyby byl například výskok ze dřepu, kde skupiny provádějící jakýkoliv ze strečinků, dosáhly lepších výsledků než skupina bez strečinku. Perrier et al. (2011) provedli výzkum, kde první skupina po zahřátí na běžeckém pásu provedla dynamický strečink, druhá statický strečink a třetí se po zahřátí již dále nerozcvičovala. Mezi měřenými výkony byl například vertikální výskok, který u dynamického strečinku vykazoval nejlepší výsledky.

Vliv dynamického strečinku na techniku dřepu se dle našich výsledků významně projevil v mužské skupině, a to u hloubky zadního dřepu. Ženy ani u této rozcvičky významných rozdílů nedosáhly.

Odpovědi na výzkumné otázky

Ovlivňuje foam rolling techniku dřepu?

Z naměřených výsledků vyplývá, že foam rolling měl za následek významný efekt pouze u mužů, a to u parametru hloubky dřepu, u všech provedených variant. U všech došlo ke zvýšení hloubky dřepu.

U žen nebyl zaznamenán žádný významný efekt. U dřepu s vlastní hmotností došlo k nevýznamnému snížení hloubky a u pozice osy u předního dřepu došlo k odchýlení od středu chodidla.

Výsledky porovnávané z pohledu celé skupiny nebyly u žádného parametru významné.

Ovlivňuje dynamický strečink techniku dřepu?

Dynamický strečink měl za následek významný efekt pouze u mužské skupiny na hloubku zadního dřepu, kde došlo k provedení dřepu ve větší hloubce.

Ani tentokrát u žen nebyly zjištěny žádné významné rozdíly. Na rozdíl od foam rollingu však u všech sledovaných parametrů docházelo ke zmenšení úhlů.

U skupiny bez ohledu na pohlaví také nebyly zjištěny významné rozdíly před a po rozcvičení.

Je efekt rozcvičení na techniku dřepu odlišný u mužů a žen?

U mužské skupiny byl efekt rozcvičení vyšší než u skupiny žen. Foam rolling významně ovlivnil hlouku všech dřepů a dynamický strečink hloubku zadního dřepu. Rovněž u všech parametřů došlo ke zmenšení úhlu po absolvování rozcvičení na rozdíl od žen, kde u foam rollingu docházelo i k opačným efektům u hloubky dřepu s vlastní hmotností a pozice osy předního dřepu.

To, že u mužů byl efekt rozcvičení vyšší, může být zapříčiněno tím, že jsou muži zpravidla méně flexibilnější a mobilnější než ženy, a tedy má na ně rozcvičení větší účinek.

Limity práce a možnosti budoucích výzkumů

Dřep je cvičební prvek, které je velmi komplexní, a lze na něj nahlížet z mnoha pohledů. Stejně tak každý jedinec má jiný pohybový projev a jiné limitace. Téma vlivu rozcvičení tak jak jsme ho pojali v této práci, je pouhým střípkem ve složité mozaice, kterou téma techniky provádění dřepu je. Náš výzkum mám i některé limity.

Velikost výzkumného souboru by mohla být větší, avšak v našem výzkumu jsme se snažili o poměrně homogenní soubor, kdy všichni účastníci měli minimálně roční zkušenost s posilováním ať v posilovnách, či v rámci sportů zahrnujících cvičení s vlastní hmotností. Každý jedinec má však jiný denní režim, a to ať už ve smyslu odlišnosti jedince vůči skupině, ale i odlišnosti v rámci jednotlivých dní jedince. Cvičenec tak mohl den před jedním měřením strávit aktivním pohybem, zatímco před druhým cvičením mohl celý den prosedět. V naší studii jsme omezili pouze provádění dřepů 48 hodin před samotným měřením.

Jako další limitu můžeme uvažovat i výběr a způsob rozcvičení. Možností, jak se připravit na dřep existuje více a každá by stála za výzkum. Můžeme jako příklad uvést statický strečink, stabilizační cvičení na core, rozcvičovací série, specifické cvičení ve dřepu, využití odporových gum, aj. Zahrnutí dalších rozcviček by však dalece přesahovalo rámec této práce. Otázkou také zůstává, jakých výsledků by se dosáhlo při kombinaci obou rozcviček. Pokud se podíváme na výsledky měření, tak výsledky se liší na úrovni mužů a žen a pokud vezmeme skupinu celkově, nedošlo k významným rozdílům před a po rozcvičení. Můžeme však vidět trendy zlepšení, tedy zmenšení úhlu trupu, zvýšení hloubky a posunutí osy směrem k těžišti.

Nabízí se otázka, jakých změn by bylo dosaženo, pokud by byla rozcvička provedena ve větším objemu, zda by například pro provedení dvou sérií každého cviku došlo k více významným výsledkům.

V neposlední řadě můžeme jako limitu vnímat výběr sledovaných parametrů. Stejně jako u spousty možností, jakou rozcvičku použít, lze sledovat daleko více parametrů. Z příkladů můžeme jmenovat pozorování pohybu kolen (zejména propadání dovnitř), ohyb bederní či hrudní páteře nebo rozložení tlaku na chodidlech.

7 ZÁVĚR

Z naměřených údajů vyplívá, že v rámci kompletní skupiny (muži a ženy dohromady) nebyl zjištěn významný rozdíl mezi provedením dřepu před a po foam rollingu. Naproti tomu provedení dynamického strečinku mělo významný efekt na hloubku zadního dřepu s činkou, kdy hloubka dřepu byla po rozcvičení větší.

Výsledky ukazují, že efekt rozcvičení může být ovlivněn pohlavím. U skupiny žen nebyl zjištěn významný rozdíl u žádného sledovaného parametru, a to jak po foam rollingu, tak po dynamickém strečinku. U mužů byl parametr hloubky dřepu významně nižší, a to u všech dřepů po absolvování foam rollingu. V případě dynamického strečinku se jednalo o hloubku při zadním dřepu.

Na základě výsledků lze konstatovat, že rozcvičky měly obecně větší efekt u skupiny mužů, kde se efekt rozcvičení projevil především po foam rollingu. U žen se jeví rozcvičení jako méně efektivní, což může být důsledek zpravidla větší flexibility a mobility žen.

8 SOUHRN

Předložená diplomová práce se zabývala vlivem různých druhů rozcvičení na techniku dřepu. Výzkumný vzorek tvořilo 19 osob, z toho 10 žen (průměrný věk 26 let) a 9 mužů (průměrný věk 30 let). Účastníci měli minimálně roční zkušenost s pravidelným posilováním a prováděním alespoň jedné varianty testovaných dřepů, a zároveň neměli žádné zranění ovlivňující techniku jejich dřepu. Všichni byli poučeni o podmínkách měření. Jednotlivé dřepy v rámci měření, byly natáčeny na videozáznam a jejich analýza byla provedena za použití softwaru Dartfish.

V syntéze poznatků jsou popsány základní pojmy vztahující se k danému tématu. Je zde popsán dřep ať už z hlediska jeho využití v praxi, anatomické parametry dřepu a samozřejmě popis techniky provedení dřepu. Poslední část teoretické části byla věnována foam rollingu a dynamickému strečinku, jakožto vybraným způsobům rozcvičení.

V metodické části je blíže popsán výzkumný vzorek a především rozcvičovací protokol, dle kterého se cvičenci rozcvičovali.

Obě měření probíhala stejným způsobem v odpoledních hodinách, ve stejné místnosti se stejným vybavením. Během prvního měření byl zkoumán vliv rozcvičení pomocí foam rollingu, ke kterému jsme využili masážní válec Aptonia. Druhé měření probíhalo s minimálním odstupem 48 hodin, kde hlavní roli v rozcvičení sehrál dynamický strečink. V rámci měření jsme posuzovali změny techniky u dřepu s vlastní vahou, předního a zadního dřepu s velkou činkou. Mezi sledované parametry patřily poloha trupu vyjádřený úhlem rameno – kyčel – koleno, dále hloubka dřepu hodnocená pomocí úhlu kyčel – koleno – kotník, a u obou dřepů s velkou činkou rovněž pozice osy v dolní části dřepu vyjádřenou úhlem mezi spojnicí středu osy a středu chodidla a vertikálou.

Výsledky v rámci celé skupiny neukázaly významný rozdíl ve využití foam rollingu. Dynamický strečink naopak ukázal významný rozdíl v hloubce dřepu (větší hloubka). Při přihlédnutí k pohlaví výsledky ukázaly, že rozcvičky měly významnější efekt především u mužů, kde se jako zvláště efektivní jeví využití foam rolleru. U žen, pravděpodobně vlivem všeobecně vyšší míry flexibility a mobility, nebyl vliv rozcvičení na sledované parametry významný.

9 SUMMARY

The work aimed at studying various warm-up exercises and their influence on technique of particular squats. The group of study participants consisted of 19 persons – 10 females and 9 males. In case of the former, the average age was 26, whereas the average age of the males reached the value of 30. All the participants had to fulfil three conditions to take part in the study. Firstly, the participants had to have at least one-year experience with workout on daily basis. Secondly, one-year experience with at least with one type of examined squats was required. Lastly, the participants were not allowed to suffer any injuries in the past which would affect technique of their squats. We provided the participants with full instructions and details about their participation in the study. Subsequently, we took a record of each performed squat which was subsequently analysed by Dartfish software.

The theoretical part of the work introduces basic concepts related to the research subject. The work firstly describes the squat from different point of view, e.g. anatomy, technique or usage. The last part of the work concerns with the tested warm-up exercises, namely foam rolling and dynamic stretching. The methodological part contains description of the group of study participants and a protocol which was created for the purpose of the study and which the participants followed over the course of performing the warm-up exercises.

Measurement of both the warm-up exercises was conducted under the same condition – during afternoon hours, at a same location and using same equipment. The first measurement investigated influence of the foam rolling warm-up exercise. For this purpose, we used a foam roller of the brand Aptonia. The second measurement followed after 48 hours at the earliest and it tested the second warm-up exercise – the dynamic stretching. Over the course of both the measurements, we focused on changes in techniques of three squats, i.e. a bodyweight squat, a barbell front squat and a barbell back squat. We decided to observe several parameters, such as a position of upper body in the form of an angle between shoulder, hip and knee; a squat depth in the form of an angle between hip, knee and ankle; an axis position in maximum squat depth in the form of an angle between the barbell centre, foot centre and a vertical.

The obtained result did not show significant differences between all the participants when the foam rolling was analysed. On the other hand, the significant difference in the squat depth was observed in case of the second warm-up – the dynamic stretching – which deepened the squats.

The differences can be observed when the female and the male participants were analysed separately. The obtained results showed that the warm-up exercises had a greater impact on the male participants. The performance of the foam rolling warm-up exercise appears

to be effective on the squat performance by the males. In general, the women can be considered to be more flexible and mobile. Therefore, we assume that the influence of the warm-up exercises on the observed parameters was not significant.

REFERENČNÍ SEZNAM:

- Adams, M., May, S., Freeman, B., Morrison, H., & Dolan, P. (n.d.). Effects of backward bending on lumbar intervertebral discs - Relevance to physical therapy treatments for low back pain. *Spine*, 25(4), 431–437.
- Atsuki, F., Seiichiro, T., Kosuke, H., Naokazu, M., Hiroaki, K., & Yasuo K. (2014). Influence of the Intensity of Squat Exercises on the Subsequent Jump Performance. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(8), 2236–2243.
- Bacurau, R. F. P., Monteiro, G. de A., Ugrinowitsch, C., Tricoli, V., Cabral, L. F., & Aoki, M. S. (2009). Acute Effect of a Ballistic and a Static Stretching Exercise Bout on Flexibility and Maximal Strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 304–308.
- Barnes, M. F. (n.d.). The basic science of myofascial release: morphologic change in connective tissue. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 1(4), 231–238.
- Bell, D. R., Padua, D. A., & Clark, M. A. (2008). Muscle Strength and Flexibility Characteristics of People Displaying Excessive Medial Knee Displacement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(7), 1323–1328.
- Bishop, D. (2003). Warm Up I: Potential Mechanisms and the Effects of Passive Warm Up on Exercise Performance. *Sports Medicine*, 33(6), 439–450.
- Bradbury-Squires, D. J., Noftall, J. C., Sullivan, K. M., Behm, D. G., Power, K. E., & Button, D. C. (2015). Roller-Massager Application to the Quadriceps and Knee-Joint Range of Motion and Neuromuscular Efficiency During a Lunge. *Journal of Athletic Training (Allen Press)*, 50(2), 133–140.
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232–238.
- Bushell, J. E., Dawson, S. M., & Webster, M. M. (2015). Clinical Relevance of Foam Rolling on Hip Extension Angle in a Functional Lunge Position. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(9), 2397–2403.
- Butler, R. J., Plisky, P. J., Southers, C., Scoma, C., & Kiesel, K. B. (2010). Biomechanical analysis of the different classifications of the Functional Movement Screen deep squat test. *Sports Biomechanics*, 9(4), 270–279.
- Cappozzo, A., Felici, F., Figura, F., & Gazzani, F. (n.d.). Lumbar spine loading during half-squat exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(5), 613–620.
- Carvalho, F. L. P., Carvalho, M. C. G. A., Simao, R., Gomes, T. M., Costa, P. B., Neto, L. B., Carvalho, R. L. P., & Dantas, E. H. M. (2012). Acute Effects of a Warm-Up Including

- Active, Passive, and Dynamic Stretching on Vertical Jump Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(9), 2447–2452.
- Caterisano, A., Moss, R., Pellingier, T., Woodruff, K., Lewis, V., Booth, W., & Khadra, T. (n.d.). The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16(3), 428–432.
- Clarkson, H. M., Gilewich, G. B., (1999). *Musculoskeletal assessment joint range of motion and manual muscle strength*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Crisco, J. J., Panjabi, M. M., Yamamoto, I., & Oxland, T. R. (1992). Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 7(1), 27-32.
- Dionisio, V. C., Almeida, G. L., Duarte, M., & Hirata, R. P. (2008). Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 134-143.
- Dolan, P., Adams, M. A. (1995). Forces acting on the lumbar spine. *Lumbar spine disorders: Current Concepts*. Singapore: World Scientific Publishing.
- Donnelly, D., Berg, W., & Fiske, D. (2006). The effect of the direction of gaze on the kinematics of the squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(1), 145-150.
- Dunn, B., Klein, K., Kroll, B., McLauhghun, T., O'Shea, P., & Wathen, D. (1984). Coaches round table: The squat and its application to athletic performance. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 6(3), 10-23
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., Moorman III, C. T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(9), 1552–1566.
- Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(1), 127–141.
- Fletcher, I. M., & Anness, R. (2007). The acute effects of combined static and dynamic stretch protocols on fifty-meter sprint performance in track-and-field athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 784–787.
- Fletcher, I. M., & Jones, B. (2004). The effect of different warm-up stretch protocols on 20 meter sprint performance in trained rugby union players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(4), 885–888.
- Fry, A., Smith, J., & Schilling, B. (2003). Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(4), 629–633.

- Gabbe, B. J., Finch, C. F., Wajswelner, H., & Bennell, K. L. (2004). Predictors of Lower Extremity Injuries at the Community Level of Australian Football. *Clinical Journal of Sport Medicine, 14*(2), 56–63.
- Gabbe, B. J., Bennell, K. L., Finch, C. F., Wajswelner, H., & Orchard, J. W. (2006). Predictors of hamstring injury at the elite level of Australian football. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 16*(1), 7–13.
- Graham, Z. M., Duane, C. B., Eric, J. D. & David George, B. (2014). Foam Rolling as a Recovery Tool after an Intense Bout of Physical Activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 1*, 131.
- Grenier, S., & McGill, S. M. (2007). Quantification of Lumbar Stability by Using 2 Different Abdominal Activation Strategies. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 88*(1), 54-62.
- Grieve, R., Goodwin, F., Alfaki, M., Bourton, A.-J., Jeffries, C., & Scott, H. (2015). The immediate effect of bilateral self myofascial release on the plantar surface of the feet on hamstring and lumbar spine flexibility: A pilot randomised controlled trial. *Journal of Bodywork & Movement Therapies, 19*(3), 544-552.
- Hackett, D. A., & Chin-Moi Chow. (2013). The Valsalva Maneuver: Its Effect on Intra-Abdominal Pressure and Safety Issues during Resistance Exercise. *Journal of Strength & Conditioning Research, 27*(8), 2338-2345.
- Halperin, I., Aboodarda, S. J., Button, D. C., Andersen, L. L., & Behm, D. G. (2014). Roller Massager Improves Range of Motion of Plantar Flexor Muscles without Subsequent Decreases in Force Parameters. *International Journal of Sports Physical Therapy, 9*(1), 92–102.
- Hamill, J., & Knutzen, K. (c2009). *Biomechanical basis of human movement* (3rd ed). Philadelphia, Pa.: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
- Healey, K. C., Hatfield, D. L., Blanpied, P., Dorfman, L. R., & Riebe, D. (n.d.). The Effects of Myofascial Release with Foam Rolling on Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research, 28*(1), 61–68.
- Hemmerich, A., Brown, H., Smith, S., Marthandam, S. S. K., & Wyss, U. P. (2006). Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal Of Orthopaedic Research: Official Publication Of The Orthopaedic Research Society, 24*(4), 770–781.
- Herda, T. J., Cramer, J. T., Ryan, E. D., McHugh, M. P., & Stout, J. R. (n.d.). Acute Effects of Static Versus Dynamic Stretching on Isometric Peak Torque, Electromyography, and

- Mechanomyography of the Biceps Femoris Muscle. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(3), 809–817.
- Holt, B. W., & Lambourne, K. (2008). The impact of different warm-up protocols on vertical jump performance in male collegiate athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1), 226–229.
- Horschig, A., Sonthana, K. & Neff, T. *The Squat Bible: The Ultimate Guide to Mastering the Squat and Finding Your True Strength*. Scotts Valley: Createspace Independent Publishing Platform, 2016.
- Hsuan Su, Nai-Jen Chang, Wen-Lan Wu, Lan-Yuen Guo, & I-Hua Chu. (2017). Acute Effects of Foam Rolling, Static Stretching, and Dynamic Stretching During Warm-ups on Muscular Flexibility and Strength in Young Adults. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(6), 469–477.
- Hung, Y., & Gross, M. (1999). Effect of foot position on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during lower-extremity weight bearing activities. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(2), 93-102.
- Chandler, T. J., Wilson, D. G., & Stone, M. H. (1989). The effect of the squat exercise on knee stability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(3), 299–303.
- Chandler, T. J., & Stone, M. H. (1991). The squat exercise in athletic conditioning: A review of the literature. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 13(5), 51–58.
- Chatzopoulos, D., Galazoulas, C., Patikas, D., & Kotzamanidis, C. (2014). Acute Effects of Static and Dynamic Stretching on Balance, Agility, Reaction Time and Movement Time. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(2), 403–409.
- Cheatham, S. W., Kolber, M. J., Cain, M., & Lee, M. (2015). The Effects of Self-Myofascial Release Using a Foam Roll or Roller Massager on Joint Range of Motion, Muscle Recovery, and Performance: A Systematic Review. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(6), 827-838.
- Cholewicki, J., Juluru, K., & McGill, S. M. (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 32(1), 13-17.
- Isear, J. A., Erickson, J. C., & Worrell, T. W. (1997). EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(4), 532–539.
- Kaufman, K. R., & Brodine, S. K. (1999). The Effect of Foot Structure and Range of Motion on Musculoskeletal Overuse Injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 585.
- Kolar, P., Neuwirth, J., Sanda, J., Suchanek, V., Svata, Z., Volejnik, J., & Pivec, M. (2009). Analysis of diaphragm movement during tidal breathing and during its activation while

- breath holding using MRI synchronized with spirometry. *Physiological Research*, 58(3), 383-392.
- Lattanzio, P. J., Petrella, R. J., Sproule, J. R., & Fowler, P. J. (1997). Effects of fatigue on knee proprioception. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 7(1), 22–27.
- Li, G., Most, E., DeFrate, L. E., Suggs, J. F., Gill, T. J., & Rubash, H. E. (2004). Effect of the posterior cruciate ligament on posterior stability of the knee in high flexion. *Journal of Biomechanics*, 37(5), 779.
- Li, G., Rudy, T., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C., & Woo, S. L.-Y. (1999). The importance of kvadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 395–400.
- Li, G., DeFrate, L. E., Rubash, H. E., & Gill, T. J. (2005). In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. *Journal of Orthopaedic Research*, 23(2), 340–344.
- Little, T., & Williams, A. (n.d.). Effects of differential stretching protocols during warm-ups on high-speed motor capacities in professional soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(1), 203–207.
- MacDonald, G. Z., Penney, M. D. H., Mullaley, M. E., Cuconato, A. L., Drake, C. D. J., Behm, D. G., & Button, D. C. (2013). An Acute Bout of Self-Myofascial Release Increases Range of Motion without a Subsequent Decrease in Muscle Activation or Force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(3), 812-821.
- Manoel, M. E., Harris-Love, M. O., Danoff, J. V., & Miller, T. A. (2008). Acute Effects of Static, Dynamic, and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Power in Women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1528–1534.
- Matsumoto, H., Suda, Y., Otani, T., Niki, Y., Seedhom, B. B., & Fujikawa, K. (2001). Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability. *Journal of Orthopaedic Science*, 6(1), 28.
- Mauntel, T. C., Clark, M. A., & Padua, D. A. (2014). Effectiveness of Myofascial Release Therapies on Physical Performance Measurements. *Athletic Training & Sports Health Care: The Journal for the Practicing Clinician*. 6(4), 189-196.
- McGill, S. M., Norman, R. W., & Sharratt, M. T. (1990). The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics*, 33(2), 147–160.
- McLaughlin, T. M., Dillman, C. J., & Lardner, T. J. (1977). A kinematic model of performance in the parallel squat by champion powerlifters. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 9(2), 128–133.

- McLaughlin, T. M., Lardner, T. J., & Dillman, C. J. (1978). Kinetics of the Parallel Squat. *Research Quarterly. American Alliance for Health, Physical Education and Recreation*, 49(2), 175–189.
- McMillian, D. J., Moore, J. H., Hatler, B. S., & Taylor, D. C. (2006). Dynamic vs. static-stretching warm up: The effect on power and agility performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(3), 492–499.
- Miller, K. L., Costa, P. B., Coburn, J. W., & Brown, L. E. (2019). The Effects of Foam Rolling on Maximal Sprint Performance and Range of Motion. *Journal of Australian Strength & Conditioning*, 27(1), 15–26.
- Miyamoto, K., Iinuma, N., Maeda, M., Wada, E., & Shimizu, K. (1999). Effects of abdominal belts on intra-abdominal pressure, intramuscular pressure in the erector spinae muscles and myoelectrical activities of trunk muscles. *Clinical Biomechanics*, 14(2), 79–87
- Mohr, A. R., Long, B. C., & Goad, C. L. (2014). Effect of Foam Rolling and Static Stretching on Passive Hip-Flexion Range of Motion. *Journal of Sports Rehabilitation*, 23(4), 296-99.
- Nagura, T., Dyrby, C. O., Alexander, E. J., & Andriacchi, T. P. (2002). Mechanical loads at the knee joint during deep flexion. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(4), 881–886.
- Nissel, R., & Ekholm, J. (1986). Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral kvadriiceps tendon rupture. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, 8(2), 63-70.
- Noyes, F. R., Butler, D. L., Grood, E. S., Zernicke, R. F., & Hefzy, M. S. (1984). Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 66(3), 344–352.
- Peacock, C. A., Krein, D. D., Antonio, J., Sanders, G. J., Silver, T. A., & Colas, M. (2015). Comparing Acute Bouts of Sagittal Plane Progression Foam Rolling Vs. Frontal Plane Progression Foam Rolling. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(8), 2310-2315.
- Piva, S. R., Goodnite, E. A., & Childs, J. D. (2005). Strength Around the Hip and Flexibility of Soft Tissues in Individuals With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(12), 793–801.
- Potvin, J. R., McGill, S. M., & Norman, R. W. (1991). Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine*, 16(9), 1099-1107.
- Race, A., & Amis, A. A. (1994). The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *Journal Of Biomechanics*, 27(1), 13–24.

- Rash, P. J., Burke, R. K. *Kinesiology and applied anatomy: the science of human movement*. 5th ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1974.
- Ribeiro, B., Pereira, A., Neves, P. P., Sousa, C. A., Ferraz, R., Marques, C. M., Marinho, A. D., & Neive, P. H. (2020). The Role of Specific Warm-up during Bench Press and Squat Exercises: A Novel Approach. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *17*(6882), 6882
- Samuel, M. N., Holcomb, W. R., Guadagnoli, M. A., Rubley, M. D., & Wallmann, H. (2008). Acute Effects of Static and Ballistic Stretching on Measures of Strength and Power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *22*(5), 1422–1428.
- Shrier, I. (1999). Stretching Before Exercise Does Not Reduce the Risk of Local Muscle Injury. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *9*(4), 221–227.
- Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting Kinematics and Kinetics and Their Application to Exercise Performance. *Journal of Strength & Conditioning Research*, *24*(12), 3497–3506.
- Schroeder, A. N., & Best, T. M. (2015). Is self myofascial release an effective preexercise and recovery strategy? A literature review. *Current Sports Medicine Reports*, *14*(3), 200–208.
- Signorile, J. F., Kwiatkowski, K., Caruso, J. F., & Robertson, B. (1995). Effect of foot position on the electromyographical activity of the superficial kvadriiceps muscles during the parallel squat and knee extension. *Journal of Strength & Conditioning Research (Allen Press Publishing Services Inc.)*, *9*(3), 182–187
- Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., Shoji, H., Bose, W., Beck, C., & D'Ambrosia, R. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *American Journal of Sports Medicine*. *15*(3), 207-213.
- Škarabot, J., Beardsley, C., & Štirn, I. (2015). Comparing the Effects of Self-Myofascial Release with Static Stretching on Ankle Range-Of-Motion in Adolescent Athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy*. *10*(2), 203-212.
- Thacker, S., Gilchrist, J., Stroup, D., & Kimsey, C. (2004). The impact of stretching on sports injury risk: A systematic review of the literature. *Medicine and science in sports and exercise*, *36*(3), 371–378.
- Toutoungi, D., Lu, T., Leardini, A., Catani, F., & O'Connor, J. (2000). Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clinical Biomechanics*, *15*(3), 176-187.
- Vakos, J. P., Nitz, A. J., Threlkeld, A. J., Shapiro, R., & Horn, T. (1994). Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift: Effect of varying the lumbar posture. *Spine*, *19*(6), 687–695.

- Vaughan, B., & McLaughlin, P. (2014). Immediate changes in pressure pain threshold in the Iliotibial band using a myofascial (foam) roller. *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, 21(12), 569–574.
- Watkins, J., (1999). *Structure and function of the musculoskeletal system* Champaign: Human Kinetics.
- Witvrouw, E., Lysens, R., Bellemans, J., Cambier, D., & Vanderstraeten, G. (2000). Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population: a two-year prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 28(4), 480–489.
- Yamaguchi, T., & Ishii, K. (2005). Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 677–683.
- Yamaguchi, T., Ishii, K., Yamanaka, M., & Yasuda, K. (2007). Acute effects of dynamic stretching exercise on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1238–1244.

Seznam příloh

Příloha 1. – Foam rolling - lýtka

Příloha 2. – Foam rolling - zadní strana stehen

Příloha 3. – Foam rolling - přední strana stehen

Příloha 4. – Foam rolling - interní strana stehen

Příloha 5. – Foam rolling - hýždě

Příloha 6. – Foam rolling – hrudní páteř

Příloha 7. – Dynamický strečink – hlezenní kloub – výpony s přenášením na patu

Příloha 8. – Dynamický strečink – hlezenní kloub – dorsiflexe

Příloha 9. – Dynamický strečink – kyčle – otevírání kyčlí ve dřepu s oporou

Příloha 10. – Dynamický strečink – kyčle a hrudník – rotace páteře ve výpadu

Příloha 11. – Dynamický strečink – páteř – kočičí hřbet

Přílohy

Příloha 1. – Foam rolling - lýtka



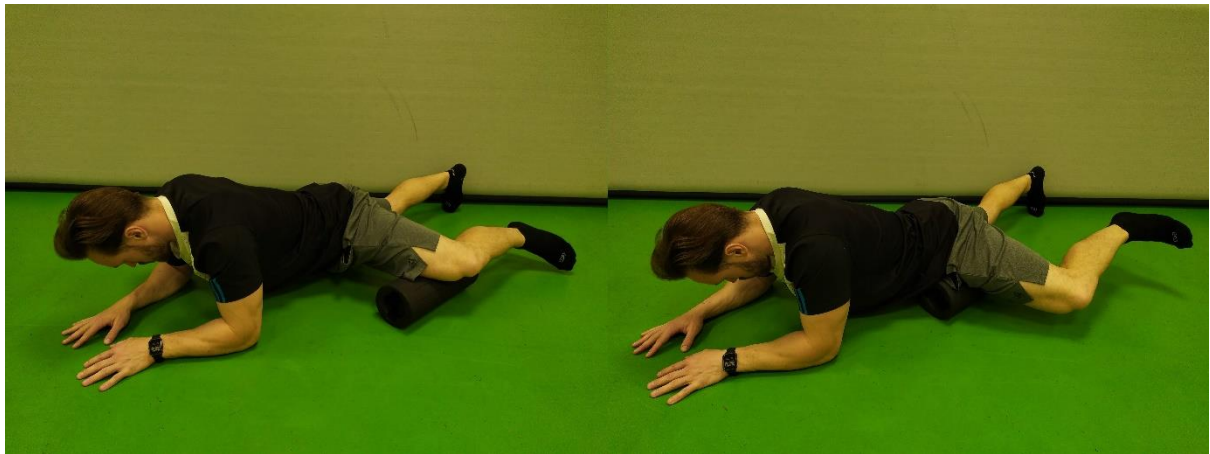
Příloha 2. – Foam rolling - zadní strana steh



Příloha 3. – Foam rolling - přední strana steh



Příloha 4. – Foam rolling - interní strana stehien



Příloha 5. – Foam rolling - hýždě



Příloha 6. – Foam rolling – hrudní páteř



Příloha 7. – Dynamický strečink – hlezenní kloub – výpony s přenášením na patu



Příloha 8. – Dynamický strečink – hlezenní kloub – dorsiflexe



Příloha 9. – Dynamický strečink – kyčle – otevírání kyčlí ve dřepu s oporou



Příloha 10. – Dynamický strečink – kyčle a hrudník – rotace páteře ve výpadu



Příloha 11. – Dynamický strečink – páteř – kočičí hřbět

