

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2023

Bc. Petra Harasimová

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Okamžitý efekt facilitace posterior chain pomocí
foam rollingu na reaktivně silový výkon**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. Vladimír Hojka, Ph.D.

Vypracovala:

Bc. Petra Harasimová

Praha, duben 2023

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně na základě všech uvedených pramenů a literatury. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne:

Podpis:

Poděkování

Ráda bych tímto poděkovala vedoucímu své diplomové práce Mgr. Vladimíru Hojkovi, Ph.D. nejen za jeho rady a čas, který mi věnoval při řešení dané problematiky této práce, ale také za pochopení a pomoc, kterou mi věnoval v průběhu celého studia, kdykoliv jsem potřebovala. Dále bych ráda poděkovala PhDr. Jitce Malé, Ph.D. za neskutečně lidský učitelský přístup po celou dobu studia, Mgr. Dominiku Kolingerovi za pomoc při měření a v neposlední řadě rodičům a nejbližším, kteří mě po dobu studia podporovali nejen finančně, ale hlavně tolerovali mé nálady ve zkouškových obdobích.

Abstrakt

Autor:

Bc. Petra Harasimová

Vedoucí práce:

Mgr. Vladimír Hojka, Ph.D.

Odborný konzultant:

PhDr. Jitka Malá, Ph.D.

Mgr. Dominik Kolinger

Název práce:

Okamžitý efekt facilitace posterior chain pomocí foam rollingu na reaktivně silový výkon.

Cíle práce:

Hlavním cílem této práce je určit, zda se po facilitaci foam rollerem změní sklon trupu vůči vertikále, zda se zvýší velikost výskoku či zda se zkrátí doba kontaktu při reaktivně silovém výkonu.

Metody:

V této diplomové práci byl využit experiment ve formě randomizované zkřížené studie. Měření se účastnilo 15 aktivních sportovkyň s problémem fyziologického udržení polohy trupu při běhu. Probandi prováděli opakované snožné přeskoky přes překážky o výšce 57–68 cm. U přeskoků jsme měřili výšku výskoků a dobu opory pomocí Optojumpu (Microgate, Bolzano, Italy) a pomocí videokamery (GoPro HERO 9) maximální náklon trupu. Po rozcvičení absolvovali probandi dvě měření (pre-test) v rozmezí 2 minut. Poté provedla intervenční skupina probandů facilitaci pomocí foam rollingu – m. triceps surae, mm. hamstrings, m. gluteus maximus, m. erector trunci; na každou svalovou skupinu po 30 s, s frekvencí 1,5 Hz; kontrolní skupina měla po stejnou dobu odpočinek. Následovala tři měření (post-test) po 1 minutě, po 3 minutách a po 5 minutách. Pravděpodobnostní statistická analýza byla provedena podle Hopkinsova spreadsheetu pre-post crossover.

Výsledky:

Foam rolling dosahuje pozitivního efektu terapie vzhledem k napřímení trupu a zkrácení oporné fáze skoku v 5. minutě po intervenci, kdy dosahuje nejvyšší pravděpodobnosti

(92,2 %, resp. 96,5 %) ovlivnění těchto parametrů. Jinak tomu je u změny výšky výskoku, kdy je efekt terapie vysoce pravděpodobně (90,8 %) triviální.

Závěr:

Využití foam rolleru lze doporučit jako facilitační metodu k ovlivnění napřímení trupu a zkrácení doby oporové fáze při skocích. Největší zlepšení těchto parametrů nastává v 5. minutě od intervence. Práce naopak nepotvrdila facilitační efekt foam rollingu na výšku výskoku.

Klíčová slova:

SMR, zadní myofasciální řetězec, plyometrie, snožný skok, skoky přes překážky

Abstract

Author:

Bc. Petra Harasimová

Thesis supervisor:

Mgr. Vladimír Hojka, Ph.D.

Expert consultant:

PhDr. Jitka Malá, Ph.D.

Mgr. Dominik Kolinger

Title:

Immediate effect of posterior chain facilitation using foam rolling on reactive strength performance.

Objectives:

The main aim of this study is to determine whether the inclination of the trunk towards the vertical changes after foam roller facilitation, whether the magnitude of the jump increases or whether the contact time during reactive force performance is reduced.

Methods:

In this thesis an experiment in the form of a randomized crossover study was used. Fifteen active female athletes with the problem of physiological maintenance of trunk position during running participated in the measurement. Subjects performed repeated snatch jumps over hurdles 57-68 cm in height. For the skip jumps, we measured jump height and support time using an Optojump (Microgate, Bolzano, Italy) and maximal trunk tilt using a video camera (GoPro HERO 9). After the warm-up, probands completed two measurements (pre-test) within 2 minutes. Then, the intervention group of probands performed foam rolling facilitation - m. triceps surae, mm. hamstrings, m. gluteus maximus, m. erector trunci; for each muscle group for 30 s, with a frequency of 1.5 Hz; the control group had rest for the same period. This was followed by three measurements (post-test) after 1 minute, after 3 minutes and after 5 minutes. Probabilistic statistical analysis was performed according to the Hopkins pre-post crossover spreadsheet.

Results:

Foam rolling achieves a positive effect of the therapy due to the straightening of the trunk and shortening of the support phase of the jump in the 5th minute after the intervention,

when it achieves the highest probability (92.2% and 96.5%, respectively) of affecting these parameters. This is not the case for the change in jump height, where the effect of the treatment is highly likely (90.8%) to be trivial.

Conclusion:

The use of a foam roller can be recommended as a facilitation method to influence trunk tension and reduce the time of the support phase during jumps. The greatest improvement in these parameters occurs in the 5th minute after the intervention. On the other hand, the work did not confirm the facilitation effect of foam rolling on jump height.

Keywords:

SMR, posterior myofascial chain, plyometrics, snatch jump, hurdle jumping

Seznam použitých zkratek

ATP – adenosintrifosfát

CNS – centrální nervový systém

CP – kreatinfosfát

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

EVA – ethylenvinylacetát

FSSC – fast stretch-shortening cycle – rychlý protahovací-zkracovací cyklus

HSS – hluboký stabilizační systém

LA – laktát

LED – light emitting diode – elektroluminisční dioda

lig. – ligamentum

m./mm. – musculus/musculi

MJ – motorická jednotka

MR – myofascial release – myofasciální uvolnění

ROM – roam of moation

RSI – reactive strength index – index reaktivní síly

SBL – superficial back lane – zadní povrchová linie

SFL – superficial front lane – přední povrchová linie

SMR – self-myofascial release – myofasciální sebeuvolnění

SSC – stretch-shortening cycle – protahovací-zkracování cyklus

SSSC – slow stretch-shortening cycle – pomalý protahovací-zkracovací cyklus

Obsah

Seznam použitých zkratk	viii
1 Úvod	11
2 Teoretická východiska práce	13
2.1 Foam roller	13
2.1.1 Úvod a vznik	13
2.1.2 Využití foam rollingu.....	14
2.1.3 Zásady použití foam rollingu.....	16
2.2 Posterior chain.....	17
2.2.1 Význam posterior chain	17
2.2.2 Anatomie, vlastnosti a funkce fascie – všeobecně.....	19
2.2.3 Posterior chain v patologickém pohybu.....	20
2.3 Svalová síla – obecně	22
2.3.1 Biologický základ síly	22
2.3.2 Faktory ovlivňující svalovou sílu	23
2.3.3 Reaktivní síla	28
2.4 Řízení motoriky při reaktivně silovém výkonu.....	29
2.4.1 Automatické zpracování pohybu	29
2.4.2 Fyziologický mechanismus plyometrie	31
3 Metodologie práce	34
3.1 Cíle práce	34
3.2 Pracovní hypotézy	34
4 Metodika práce	35
5 Výsledky práce	40
5.1 Úhel sklonu trupu vůči vertikální ose	40

5.2	Doba kontaktu na zemi.....	42
5.3	Výška výskoku.....	44
6	Diskuze.....	46
7	Závěr.....	49
	Seznam použité literatury.....	50
	Seznam obrázků.....	60
	Seznam tabulek.....	61
	Seznam grafů.....	62
	Seznam příloh.....	I

1 Úvod

Již po staletí se využívá různých efektů masáže, kdy můžeme mezi indikace zařadit mikrotraumata, bolestivost, strukturální nerovnováhu a snížení výkonnosti. Ve sportovní praxi se před výkonem často využívá facilitačních masáží, jež sportovce nabuzují, a po samotném výkonu pak také inhibující masáže, které mají za úkol organismus zklidnit a podpořit regenerační pochody.

Ve sportu působím mnoho let a v praxi jsem se setkávala s mnoha pomůckami, které měly za úkol připravit či zklidnit sportovce před výkonem či po něm, až jsem narazila na foam roller. V roce 2016 jsem si na IAAF mítinku Zlatá tretra poprvé u atletů těchto válců všimla. Od profesionálních závodníků nejvyšší úrovně se postupem času válec dostal na každý menší stadion a do většiny posiloven. Já sama jsem k této pomůcce byla nejdříve velice skeptická, avšak vysoká škola mě naučila hledat si odpovědi na otázky. Proč se někdo rolluje před tréninkem a někdo po tréninku? Proč jsou různé druhy válců o různé tvrdosti? Proč někdo rolluje jen lýtkové svaly a někdo rolluje v celých řetězcích? Tak dlouho jsem se pročetla studiemi s foam rollery, až jsem mu také přišla na chuť, a dnes jej využívám při každém tréninku či závodech.

Pro tento výzkum jsem vybrala foam roller jako facilitační pomůcku hned z několika důvodů. Chtěla jsem zkoumat něco, co bude uchopitelné do běžné praxe a co by mohlo pomoci nejednomu trenérovi či sportovci. S tímto přístupem se vážala otázka časové, prostorové a finanční náročnosti stejně jako nezávislosti sportovce na jiné osobě, resp. na terapeutovi či masérovi. Je pravdou, že foam roller byl zkoumán hlavně z důvodu regenerace, snížení bolestivosti a zvětšení rozsahu, pár výzkumů se však týkalo také facilitace, kde výsledky vycházely překvapivě odlišně. I z tohoto důvodu jsem se do výzkumu pustila, výsledky mě zajímají i pro mé soukromé využití v praxi.

Reaktivní síla je součástí snad každého sportu a z jejího tréninku lze těžit nejen zlepšení sportovního výkonu, ale také zlepšení zdravotního stavu. Snožmé přeskoky přes překážky jsou běžnou rutinou v tréninku každého atleta, ať už se bavíme o překážkáři, skokanovi, oštěpaři či koulaři. V poslední době se začaly přeskoky přes překážky využívat také v jiných sportech. Jedná se totiž o cvičení, které využívá smysl pro rytmus, koordinaci i schopnost vnímat své tělo v prostoru. Často však vídáváme sportovce, jak tzv. „přepadávají rameny dopředu“. Bylo vypořádáno, že po stimulaci erektorů páteře daného sportovce se výchozí pozice trupu změní a dojde k okamžitému zlepšení

nastavení atitudy při provedení – ať už co se týče výšky výskoku, zkrácení odrazové doby, či srovnání trupu do více vertikální polohy.

2 Teoretická východiska práce

2.1 Foam roller

2.1.1 Úvod a vznik

Již po staletí se využívá různých efektů masáže, kdy mezi indikace můžeme zařadit mikrotraumata, bolestivost, strukturální nerovnováhu a snížení výkonnosti. Ve sportovní praxi se před výkonem často využívá facilitačních masáží, jež sportovce nabuzují, a po samotném výkonu pak také inhibující masáže, které mají za úkol organismus zklidnit a podpořit regenerační pochody. Za posledních pár let se ve sportovním světě začal objevovat pěnový váleček, původním názvem foam roller, kdy se za pomoci své tělesné hmotnosti vyvíjí tlak na měkké tkáně a za pomoci tahu a rychlosti provedení válení dochází k požadovanému efektu. Tato metoda spadá do skupiny metod využívajících self-myofascial release (SMR), v doslovném překladu „myofasciální sebeuvolnění“ (Healey, 2014).

Tato technika je tedy odvozená od myofasciálního uvolnění (MR), kam patří široká škála manuálních technik, které využívají působení tlaku a tahu na sval a fascii. Ze studií lze vyčíst několik pozitivních účinků self-myofasciálního release na tělo, které byly dokázány. Mezi ně patří zvýšení flexibility, tedy zvýšení rozsahu pohybu, snížení bolestivosti svalů, zlepšení regenerace (ovlivňuje arteriální funkci a moduluje autonomní nervový systém) po cvičení a zlepšení svalového výkonu (pokud self-myofasciální release využíváme před cvičením). Foam rolling se stal jednou z nejvyužívanějších metod self-myofascial release, užívají ji jak elitní, tak rekreační sportovci (Hendricks, 2020).

Foam roller je úzce spjatý s izraelským inženýrem a fyzikem Moshém Feldenkraisem. Tento vědec, jenž vynalezl například protiponorkový detekční systém, byl mimo jiné také jedním z prvních Evropanů, který byl držitelem černého pásu v judu. Ať už to byl smysl pro pohyb v rámci tréninku juda či jeho znalosti v oblasti fyziky, po zranění kolene se vrhl na dráhu sebevyléčení. V samostudiu se začal věnovat především anatomii, fyziologii a kineziologii, až tento proces dospěl ke vzniku Feldenkraisovy metody. Tato metoda s komplexním přístupem, zaměřená jak na tělo, tak mysl, je prostředkem pro neustálé učení se sebeuvědomění a sebevzdělávání (Shafarman, 2001).

V 50. letech 20. století použil v rámci této metody Moshé Feldenkrais jako terapeutickou pomůcku poprvé dřevěné válce. V polovině 70. let Feldenkrais navštívil Spojené státy americké, kde narazil na balící techniku pěnovými válečky a přenesl tento materiál do své terapeutické pomůcky místo tvrdého dřeva (Knopf, 2014).

Až v roce 1987 se staly tyto masážní válce populárnějšími i mimo tuto metodu, a to díky americkému tanečníkovi Jeromovi Robbinsovi, který začal válec používat po každodenních vystoupeních na své bolavé svaly. Do aktuálně populárního fitness prostředí přivedl pěnové válce Mike Clark, který je zařadil do kolonky SMR a využíval je k uvolnění zvýšeného svalového napětí u vzpěračů. Postupně se válce dostávaly mezi větší počet vzpěračů, kteří je využívali nejen na bolestivost svalů, ale také ke zlepšení výkonu. V roce 2004 byl poté registrován první patent na pěnové válce a od roku 2007 se hojně vyskytují nejen na území USA, ale také v Evropě (Hefferman, 2016).

2.1.2 Využití foam rollingu

Jak již bylo mnohokrát řečeno, využití této pomůcky nebývá vztaženo pouze k regeneraci, ale také k facilitaci. Proto může být jeho využití vztaženo k před-tréninkovým rozcvičením stejně tak, jako k po-tréninkovým rituálům.

Před tréninkem

V dnešní době se můžeme stále častěji setkávat s rollováním před samotným tréninkem, kdy roller pomáhá k zahřátí svalu vlivem zvýšené lokální cirkulace krve. Dále obnovuje vztahy mezi napětím a délkou svalu, čímž pomáhá zvyšování rozsahu pohybu. Úpravou napětí a délky svalu pomáhá také optimalizovat silové schopnosti daného svalu (Healey, 2014).

Díky zvýšené teplotě svalu, kterou foam rolling zajišťuje, dochází k větší svalové poddajnosti, což pomáhá generovat větší elastickou energii (Giovanelli, 2018). Vyšší teplota svalu také zajišťuje zvýšení rychlosti kontrakce svalu, čímž zlepšuje maximální výkon až o 10 % u výkonu rychlostního charakteru (Sargeant, 1987).

Rollování před tréninkem také snižuje bolest svalu po náročnějším tréninku (delayed onset muscle soreness). Foam rolling také zlepšil svalovou aktivaci a měřenou výšku při vertikálním skoku, a to zřejmě na základě ovlivnění nervových reakcí

a pojivové tkáni. Těžko však říct, zda byl lepší výsledek dosažen přímým působením na neuromuskulární úrovni, či zda se zlepšení výšky výskoku dosáhlo díky zvětšení rozsahu pohybu, který tento výzkum potvrdil. Proto doporučují někteří autoři dále zkoumat účinnost foam rollingu a jeho mechanismy účinku (MacDonald, 2019; Zhang, 2020).

Dle systematického přehledu Cheathama (2015) bylo při měření okamžitého efektu zjištěno statisticky významné zlepšení rozsahu pohybu u všech kloubů DKK při užití foam rolleru.

Rollování lze využít také k facilitaci hlubokého stabilizačního systému (HSS), kdy se na nestabilním rolleru díky využití vlastní váhy k udržení těla ve stabilní poloze téměř ihned začínají aktivovat hluboce uložené svaly trupu. Aktivace HSS má za následek zlepšení koordinačních i rovnovážných schopností sportovce (Junkler, 2019). Obecně také platí, že vliv silového tréninku na nestabilních površích má pozitivní účinky na celkovou sílu a rovnovážné schopnosti, ovšem neexistuje žádná výhoda tréninku síly na nestabilních površích oproti tréninku síly na ploše stabilní (Behm, 2014).

Po tréninku

K dosažení zvýšené proudící dynamiky tělních tekutin a rehydrataci vaziva je dle Hotfiela (2017) doporučováno pomalé kontinuální rollování ve všech směrech bez náhlého přerušování a za stálého a nebolestivého tlaku. Jeho studie byla zaměřena na oblast m. vastus lateralis, akutní nárůst prokrvení v daném místě byl po použití rollingu až o 74 % větší. Po 30 minutách od rollování pak dosahoval průtok krve zvětšení o 23 % oproti měření před rollováním.

Mnoho dalších studií potvrzuje zlepšení regenerace svalů, látkové výměny, snížení bolesti, a především pak ztuhlosti svalů a stejně tak zvýšení rozsahu pohybu, jak dokazuje Wielwehoveho (2019) metaanalýza 21 studií s necelými 500 testovanými subjekty.

2.1.3 Zásady použití foam rollingu

Rollery jsou vyráběny v různých variantách, jak lze vidět na obrázku 1. Barva nemusí mít vždy jen estetický význam, mnohdy se dle barvy odlišuje měkkost. Bílé rollery bývají nejměkčí a mívají nejmenší hustotu pěny. Jsou doporučovány hypersenzitivním jedincům. Zelené, modré, oranžové a červené značí střední tuhost a tvrdost a využívají je hlavně rekreační sportovci. Nejtvrdší a nejhustší rollery jsou barvy fialové či černé a pro svou tvrdost je využívají hlavně profesionální sportovci. Rollery bývají většinou hladké, ovšem můžeme je sehnat i s různými úpravami povrchu. Tyto válce jsou většinou duté, na jejich povrchu je „EVA“ pěna s 3D úpravou simulující tlak konečků prstů, prstů či dlaně maséra. Tato úprava povrchu je vhodná především pro svaly se spoušťovými body, je však o to více bolestivá (Vychodilová, 2015).



Obrázek 1 – Foam roller (<https://www.blackroll.cz/blackroll-mini/>, 2022)

Behm (2014) sestavil přehledovou studii v přesném návodu na foam rolling, kde se 37 studií zabývalo výskokem a 32 silovou stránkou. Vliv počtu rollovacích sad dle výsledků nemá významný rozdíl na sílu či výskok. Co se týče doby trvání, byl rozptyl mezi 20 až 300 sekundami, kdy převážná většina (24, resp. 10 studií) volila dobu rollování na jednu partii v počtu 30, resp. 60 sekund. Mezi těmito dvěma nejpoužívanějšími hodnotami nebyla zjištěna významnější odchylka měření, při 3minutovém rollování jedné oblasti došlo k mírnému zhoršení jak síly, tak výskoku. Frekvence rollování se ve studiích velice lišila, rozptyl ve frekvenci byl při rollování

použit od 0,5 sekundy až po 60 sekund. Všechny frekvence vykazovaly malé velikosti efektu. V měření intenzity zatížení či síly rollování bylo v drtivé většině studií měřících výskok použito 100 % maximálního zatížení, resp. síly. Tato intenzita vyšla taktéž v nepatrně zlepšeném výskoku. I přesto, že tato přehledová studie naznačuje menší účinnost rollování na výšku výskoku, lze ze závěru analýzy vyčíst univerzální předpis na rollování – by měl zahrnovat 1–3 série v trvání 30–120 sekund rollování jedné partie za frekvence 1–4 Hz.

Zásadami pro dodržení zdravého rollování nepodporujícího další patologické stavy jsou: soustředit se plně na rollování, vyvíjet tlak pouze na měkké tkáně, rollovat plynulým pohybem, nezadržovat dech a udržovat správné držení těla (Knopf, 2019).

Kontraindikace rollování platí hlavně pro lidi trpící kardiovaskulárními potížemi, tedy pro ty, kteří mají srdeční vady, hypertenzi, poruchy prokrvení, křečové žíly a poruchy ledvin či pro lidi mající zlomeniny, podlitiny, lokální poranění či lokální záněť. Lidé trpící jinými než výše zmíněnými problémy by použití válce měli prodiskutovat se svým lékařem (Knopf, 2019).

2.2 Posterior chain

2.2.1 Význam posterior chain

Posterior chain neboli zadní svalový řetězec je svalový řetězec, který vzniká jak fyzikální, tak funkční vazbou díky propojení svalovým, fasciálním, šlachovým či kostním spojením. Je řízen pomocí CNS, který jednotlivé svaly zapojené do řetězce aktivuje dle předem naprogramovaného časového sledu (timing), kterým se daný pohyb koordinuje a ekonomizuje (Véle, 2006).

Thomas W. Myers (2009) se distancuje od všudypřítomného názoru, že sval se upíná z kosti na kost a že funkci tohoto svalu definuje aproximace těchto dvou kostí k sobě. Myers vychází z teorie celotělového fasciálního propojení. Fasciální pouzdra a linie distribuují jak stabilitu, napětí, fixaci, tak také posturální kompenzaci. Tyto dlouhé celotělové linie tvoří mapu napětí svalů v rámci pruhů a smyček. Možné nejen pohybové poruchy se dle něj řetězí ve stejné hloubce a ve stále konzistentním směru přes fasciální či kostní propojení. Tento autor rozlišuje 5 hlavních linií (viz obrázek 2): zadní povrchovou linii, přední povrchovou linii, přední hlubokou linii, boční linii a spirální linii.

Dále popisuje také dvě funkční linie, a to přední a zadní, které se však mění s ohledem na pohyb, a také 4 končetinové linie na horní končetině (Hák, 2016).



Obrázek 2 – Celotělové linie dle Myerse (Hák, 2016)

Posterior chain, tedy zadní povrchové linie (superficial back line – SBL), zahrnuje plantární aponeurózu, přes Achillovu šlachu také m. soleus a m. gastrocnemius, dále mm. hamstrings zahrnující m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. biceps femoris, přes sakrotuberální vaz, sakrolumbální fascii a dlouhý m. erector trunci a epikraniální fascii (Myers, 2009). Myers na rozdíl od jiných autorů, např. od Franklyn-Miller (2014), do svého povrchového zadního řetězce nezahrnul m. gluteus maximus z důvodu nelineárního zakřivení svalových snopců tohoto svalu (Wilke, 2016). Několik dalších autorů však m. gluteus maximus do zadního řetězce zařazuje, a to hlavně z důvodu měřitelnosti, podobného průběhu svalových vláken vzhledem k sakrotuberálnímu vazu a v neposlední řadě je m. gluteus maximus jeden z hlavních extensorů kyčelního kloubu (Ferri-Caruana, 2022; Neto, 2020). Hlavní posturální význam zadní povrchové linie je držet tělo ve vzpřímené poloze, kdy zabraňuje tendenci těla svinout se do flexe, jak je tomu u plodu. Tato celodenní posturální práce zadní povrchové linie napovídá, že svaly v jeho zapojení budou složeny především z pomalých svalových vláken. Dlouhodobá aktivita zároveň předurčuje pevné díly zavzaté do řetězce, jako je např. Achillova šlacha, sakrotuberální vaz či dlouhé erektory páteře (Myers, 2009).

Fasciální řetězec dle Paolettiho (2009) zahrnuje zadní fascii lýtky, která navazuje primárně na fascii m. biceps femoris, dále se tahy rozdvoují přes lig. sacrotuberale a přes gluteální aponeurózu, odkud dále stoupá přes fascii lumbalis povrchové fascie, zadní fascie trupu a hlubší fascie iliocostalis, longissimus a spinalis až k lebce přes epikraniální fascii. Při těchto poznatcích lze konstatovat, že fascie jsou se svaly neoddělitelným párem, který spolu úzce souvisí a za každé aktivity blízce spolupracuje. Zatímco svaly vytvářejí především aktivní složku pohybu, fascie spadají spíše do složky pasivní. Obě složky lze ale pomocí foam rollingu ovlivnit.

2.2.2 Anatomie, vlastnosti a funkce fascie – všeobecně

Fascie vznikají již ve fetálním období (tedy v období do 8. týdne intrauterinního vývoje), kdy se z paraxiálního mezodermu tvoří buňky fibroblastu (Paoletti, 2009). Složení fasciální tkáně pak lze rozdělit do buněk, vláken a amorfní hmoty. Mezi buňky se řadí především fibrocyty a fibroblasty, které mají vysokou metabolickou aktivitu, dávají základ amorfní a vláknité části fascie. Pod vlákna vaziva spadá kolagenní, elastické a retikulární vlákno. Bílkovinný kolagen je největším zástupcem proteinů v lidském těle. Představuje především pevnost (prodloužení o max. 10 %, zatížení 50 N/mm²) a ohebnost. Jednotlivé typy kolagenů se mezi sebou liší různou sekvencí aminokyselin, kdy fascie, potažmo vazivo, tvoří kolagen typu I. Stavba vláken má následující hierarchii: tropokolagen – kolagen – mikrofibrila – fibrila – fibra. Elastická vlákna jsou ve fasciích jen v malém zastoupení. Unesou zátěž pouze nízkou (2–3 N/mm²), zato se protahují až do 150 % své původní délky (Dylevský, 2009). Retikulární vlákna jsou malá, tenká, rozvětvená vlákna kolagenního typu, jež jsou mezi sebou propojena, a tvoří tak rozsáhlou, jemnou prostorovou síť. Amorfní hmota je koloidní bezbarvý roztok bohatý na proteoglykany a glykoproteiny. Představuje hlavní výživovou funkci buněk fascie (Paoletti, 2009).

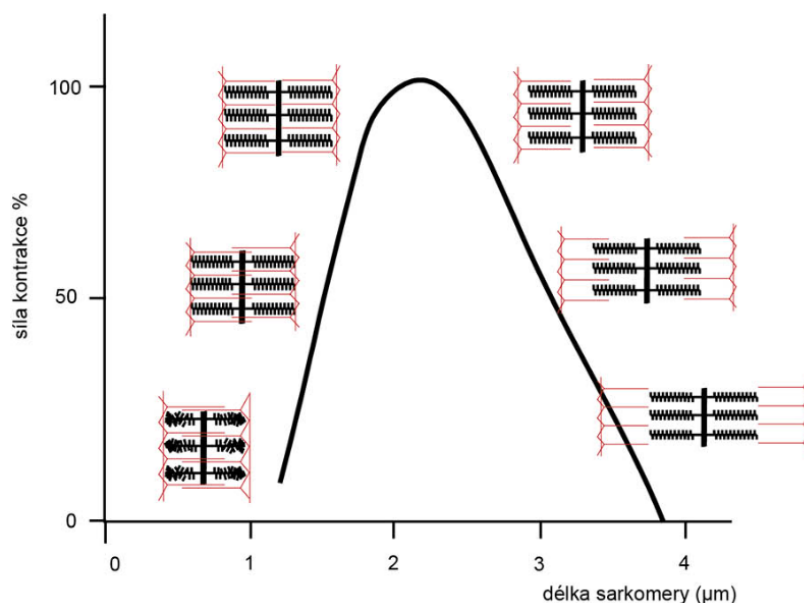
Jak již bylo jednou řečeno, je fasciální systém propojený od hlavy až k patě a neexistuje přerušení tohoto systému. K harmonizovanému a koordinovanému přenosu energie tahu přispívá kotvení vláken v kloubních prostorech, kdy klouby působí jako kladky a zvyšují tak účinnost propojení a síly. Řetězce jsou uspořádány dle orientace kolagenních vláken, zadní povrchový řetězec má tedy uspořádání vláken vertikální (Paoletti, 2009).

Za jednotlivé funkce fascií, potažmo řetězců, lze dle Paolettiho (2009) jmenovat podpůrnou, ochrannou, obrannou a tlumící, dále zachování strukturální integrity a také má svou úlohu při hemodynamických procesech, v komunikačních, výměnných a biomechanických procesech.

2.2.3 Posterior chain v patologickém pohybu

Porucha rovnováhy mezi jednotlivými svaly v řetězci vede k poruše držení těla nejen při statické pozici, ale také v pohybu. Tím, jak vzniká porucha vzdálená od poruch primárních, se zabývá velké množství autorů a jejich názory jsou různé. Mnoho terapeutů jde v dnešní době spíše myofasciálním směrem. Toto stanovisko vychází právě z předpokladu, že svaly nefungují pouze jako samostatné jednotky, ale že jsou součástí celotělové fasciální sítě, která propojuje různé tělové komponenty (Wilke, 2016).

Jelikož fascie neobalují pouze svaly, ale tvoří také nervové a orgánové obaly, je zřejmé, že bez ohledu na to, zda je onemocnění či patologie pohybové, kardiovaskulární či neurologické povahy, se daný problém skrze fascie vždy přeneso do všech výše zmíněných tělesných částí. Díky tomuto můžeme hledat příčiny změn v pohybovém systému i ve vzdálené části těla, která na první pohled s daným problémem nemusí souviset (Paoletti, 2009).



Obrázek 3 – Gordonova křivka (Kittnar, 2020)

Pokud by se bral zřetel pouze na pohybový systém, měla by mít jakákoliv patologie v zadní povrchové linii příčinu buďto v sobě samé, nebo v přední povrchové linii (SFL – superficial front lane), která tvoří přímého antagonistu. Obě linie tak pracují jako reciproční dvojice. Zadní povrchová linie i přední povrchová linie jsou nadužívány vzhledem ke spolupráci při sagitálních pohybech, s nejčastější pohybovou denní aktivitou – chůzí – či nejčastější sportovní aktivitou – během (Myers, 2009). Člověk má tendenci převážně k flekčnímu držení, čemuž napovídá lidská ontogeneze. Již v intrauterinním vývoji se plod vyvíjí v čistě flekčním držení, které můžeme pozorovat také u novorozence, kdy je celá páteř kyfotického držení a pánev, kyčelní, kolenní i hlezenní klouby jsou ve flekčním postavení (Vojta, 2010). S tendencí vyšší aktivity přední povrchové linie lze předpokládat snížení aktivity zadní povrchové linie, a tím oslabení celého tohoto řetězce.

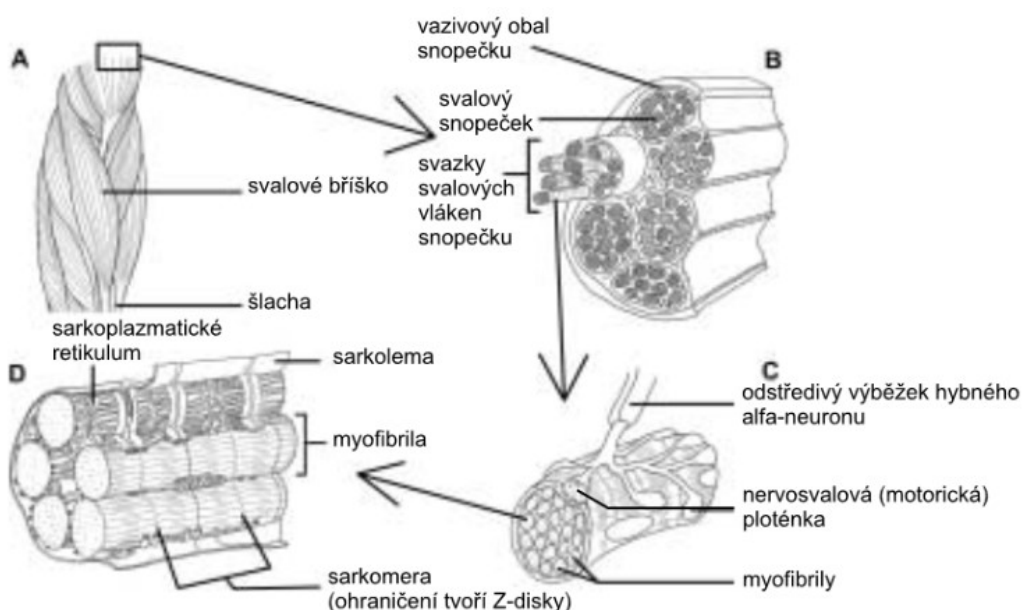
Příčina patologie v zadní povrchové linii může být také spojena jednak s délkou sarkomery jakéhokoliv svalu spadajícího do tohoto řetězce, kdy dle Kittnara (2020) se elastické vlastnosti svalů a tím i jejich síla mění v závislosti na jejich délce (viz obrázek Gordonové křivky), jednak s tonusem svalu, kdy hypotonus i hypertonus mohou negativně ovlivnit sílu celého řetězce (Kolář, 2009).

2.3 Svalová síla – obecně

2.3.1 Biologický základ síly

Síla je schopnost svalu překonávat, udržovat či brzdit odpor pomocí svalové kontrakce v režimu excentrickém, izometrickém či koncentrickém. Motorem síly se stávají svaly, které tak přímo tvoří základní parametry ovlivňující velikost celkové síly (Healey, 2014).

Sval, potažmo kosterní sval, představuje výkonnou složku pohybového systému. Základní stavební i funkční jednotkou svalu je myofibrila, kde se střídají anizotropní a izotropní úseky, a tak se vytváří příčné pruhování. Podjednotkou myofibrily je sarkomera, což odpovídá úseku mezi dvěma Z-liniemi, tedy liniemi oddělujícími dvě jednotky filament aktinu a myozinu. Několik myofibril tvoří svalové vlákno, které obaluje tužší vazivo endomysium. Několik svalových vláken pak tvoří svalový svazek neboli fascikulus, jež je obalený perimysiem, a několik svalových svazků nám dává celý sval, který je obalený epimysiem. Pro lepší orientaci přiložen obrázek 4 (Dylevský, 2009).



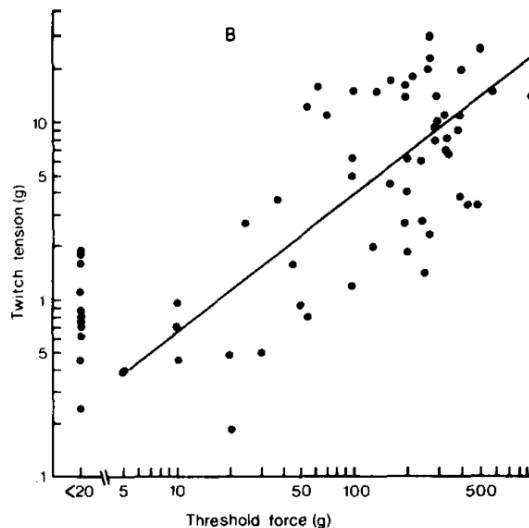
Obrázek 4 – Popis kosterního svalu: A – sval, B – snopec, C – vlákno, D – myofibrila (Merkunová, 2008)

Rozhodující komponentu pro vznik síly představuje svalová kontrakce. Ta vzniká odpovědí na nervové podráždění alfa motoneuronu motorické jednotky, kdy motorické axony periferního nervu zásobují svalová vlákna v rámci jednoho svalu. Toto spojení se nazývá motorická jednotka (MJ) a ta má za následek interakci molekul myozinu a aktinu, jež je umožněna na základě uvolnění iontů vápníku a štěpení ATP. Vzhledem k napětí (tonus) a délce svalu můžeme kontrakci dělit na izometrickou a izotonickou. Při izometrické kontrakci se nemění délka svalu, tonus však ano. Při izometrické kontrakci se při konstantním tonu mění právě délka svalu. Tento druh kontrakce můžeme dále rozdělit na koncentrickou a excentrickou. Dále existuje také plyometrická kontrakce, která využívá energii vzniklou rychlým protažením svalu k následné koncentrické kontrakci, jež navazuje na předchozí protažení (do 200 ms) (Healey, 2014). Viz kapitola 2.4.2 Fyziologický mechanismus plyometrie.

2.3.2 Faktory ovlivňující svalovou sílu

Intramuskulární koordinace

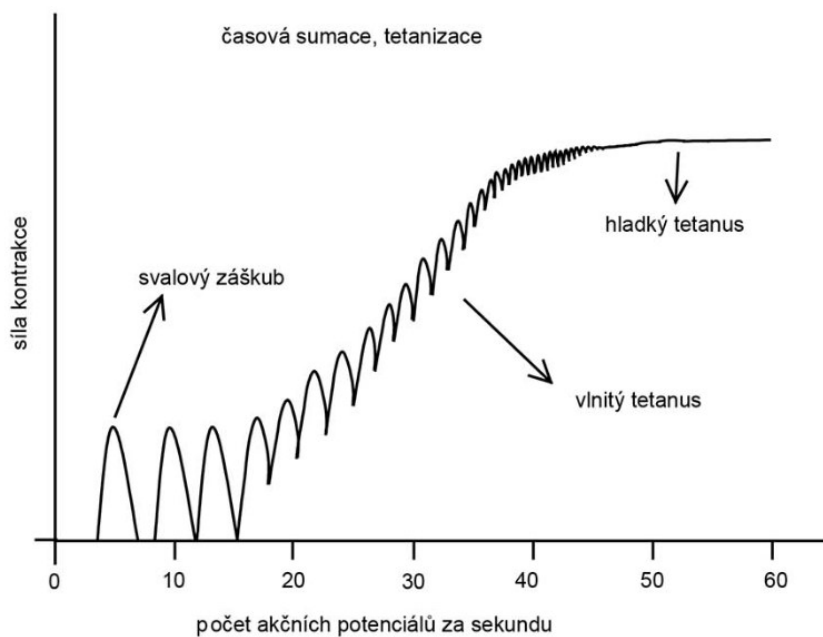
Jedním z významných faktorů ovlivňujících svalovou sílu je počet a velikost aktivovaných motorických jednotek. Sval časoprostorovou aktivací jednotlivých svalových záškubů dosahuje požadované síly a dynamiky kontrakce. Dle Stephense (1977) je dokázáno, že čím více je motorických jednotek aktivováno, tím větší je výsledná síla svalu. Postupný nábor motorických jednotek se nazývá prostorová sumace, v roce 1957 Elwood Henneman prokázal postupný nábor motorických jednotek (viz obrázek 5). Tento jev nazývaný Hennemanův princip velikosti říká, že motorické jednotky jsou postupně aktivovány dle velikosti, tedy od nejmenších MJ po největší v závislosti na protažení daného svalu. Také se ukázalo, že malé MJ jsou tvořeny spíše z pomalých svalových vláken, kdežto velké jsou tvořeny spíše z rychlých svalových vláken (Hodson-Tole, 2009).



Obrázek 5 – Vztah mezi náborovým prahem a silou záškubu svalu (Stephens, 1977)

Jeden z prvních pěti článků vydaných Hennemanem dokazuje významnou korelaci mezi excitabilitou neuronů a impulsovou velikostí, která byla zaznamenána z jejich axonů. Tento princip velikosti tedy určuje pořadí náboru svalových vláken v natahovacím a flexorovém reflexu. Děje se tak z důvodů ekonomických pro organismus – aby napětí dosahovalo optimální velikosti a předešlo se tak možnému vzniku poškození (Mendell, 2005).

Dalším jevem ovlivňujícím intramuskulární koordinaci, a tedy i svalovou sílu, je časová sumace. I jediný akční potenciál motorického neuronu má schopnost vyvolat svalový záškub. Síla kontrakce je však závislá na frekvenci akčních potenciálů motoneuronů. Při malé síle se frekvence pohybuje kolem 10 akčních potenciálů za sekundu. U maximální síly se pak frekvence pohybuje až ke 120 Hz. Se zvyšující se frekvencí začínají jednotlivé svalové záškuby splývat a každý další záškub nasedá na předchozí (viz obrázek 6) z důvodu nedostatečně rychlé relaxace, a tak dochází k růstu síly kontrakce (Kittnar, 2020).



Obrázek 6 – Princip časové sumace (Kittnar, 2020)

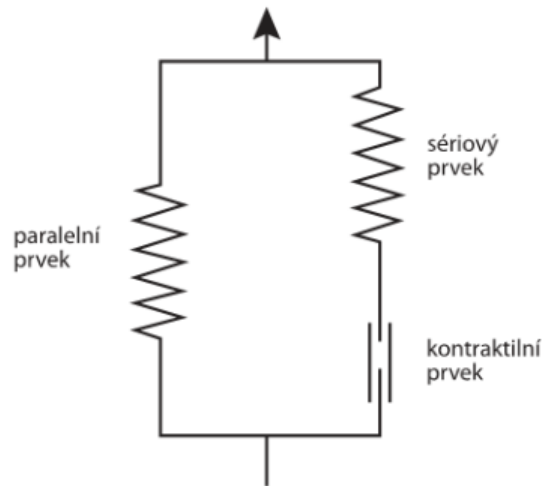
Intermuskulární koordinace

Intermuskulární koordinace se projevuje současným zapojením svalů, které společně rozhodují o vykonání daného pohybu, a souhrou agonistických a antagonistických svalových skupin, kdy se na základě reciproční inhibice při kontrakci agonistů snižuje tonus antagonistů. Tonus antagonistů však není roven nule, určitá míra aktivace v antagonistických skupinách vždy přetrvává, a to z důvodu stabilizace jednotlivých kloubů, optimalizace pohybové koordinace a ochrany před možným vznikem poškození (Véle, 2006).

Dle Laineho (2017) se agonistický vztah mezi svaly vytvoří díky tomu, že jsou členy stejné funkční skupiny nebo se vytvoří neurálním původem. Dle jeho výsledků se totiž koordinace mezi agonistickými skupinami dosáhne nejlépe od 10 do 30 akčních potenciálů motoneuronů za sekundu. Koordinaci mezi svaly predikovalo jejich neurální vazbu rychleji na mnohem vyšších frekvencích – až k 50 Hz.

Elasticita svalové tkáně

Pružnost svalové tkáně je velice komplexní jev. Na molekulární úrovni se můžeme bavit o různých délkách sarkomery, tedy o výchozí elasticitě myozinu a aktinu (mezní odolnost na protažení 2–7 pN), ale i o dalších svalových bílkovinách, kdy se např. u titinu liší mezní odolnost protažení sval od svalu (Dylevský, 2009).



Obrázek 7 – Hillův model svalu (Beneš, 2015)

Dále se elasticita popisuje na úrovni celého svalu, kterou tvoří paralelní a sériová elastická složka. Sériový prvek elastické složky představuje šlacha umožňující přenos či pohlcení energie, paralelní prvek elastické složky pak představuje vazivovou tkáň, jež působí proti protažení. Elasticitu svalu popisuje Hillův model, viz obrázek 7 (Beneš, 2015). Míra elasticity roste nelineárně a platí, že nabývá nejvíce při maximálním protažení svalu (Dylevský, 2009).

Množství svalové hmoty

Obecně platí, že čím je větší plocha příčného průřezu svalu, tím větší má potenciál vyvinout větší sílu. Navýšení počtu svalových vláken, tudíž i navýšení počtu aktino-myozinových můstků se říká myofibrilární hypertrofie. Sval díky tomuto jevu dostává potenciál vyvinout větší sílu (Kittnar, 2020). Kromě myofibrilární hypertrofie existuje také sarkoplazmatická hypertrofie, kdy oba početní i objemové nárůsty jdou ruku v ruce. Nárůst sarkoplazmy ve svalovém vláknu může zvýšit např. kreatin, větší příjem

sacharidů či poškození svalových vláken (mikrotraumatizace). Nárůst svalové hmoty však není určen pouze počtem hodin strávených na tréninku, tento proces je z velké části určen geneticky či hormonálně (hladinou testosteronu, množství růstového faktoru či myostatinu atd.) (Lehnert, 2014).

Energetické zdroje

Síla je závislá také na úrovni energetického krytí, na její zásobě ve svalech a na schopnosti mobilizace těchto substrátů ze svalů (Lehnert, 2014). Rozlišují se 3 způsoby energetického krytí práce svalů. Jedná se o oxidativní (O₂) systém, tedy aerobní glykolýzu, přechodný laktátový (LA) systém, tedy anaerobní glykolýzu, a nejdůležitějším pro reaktivně silový trénink je ATP-CP systém, kdy energie vzniká pomocí anaerobního štěpení adenosintrifosfátu a kreatinfosfátu (Kittnar, 2020). Toto energetické zásobení se uplatňuje pouze při maximální kontrakci svalů trvající do 6 sekund, tedy pro činnost největší intenzity. Jedná se především o odrazy, výskoky, hody, kopy, údery, nejkratší sprinty, skokové kombinace atd. (Neufer, 2018; Gottlieb, 2021). Energie získané štěpením ATP se využívá zejména k pohybu aktinových a myozinových filament, dále k pumpování vápenaté kationty ze sarkoplazmy do extracelulárního prostoru a také k udržování sodíkových a draslíkových rovnovážných potenciálů (Kittnar, 2020). K úplnému doplnění ATP-CP systému tělo potřebuje 3 minuty, po 2 minutách jsou fosfageny doplněny z 95 % a po 30 s ze 70 % (Morton, 2008).

Úroveň excitace CNS

Jedním z nejdůležitějších faktorů k ovlivnění svalové síly je úroveň excitace CNS, neboť bez jejího zapříčinění tělo nevykoná žádný pohyb. Vše začíná u daného podnětu, kdy CNS přijímá signály z receptorů a na jejich základě se i díky limbickému systému vytváří podmínky pro vykonání daného pohybu přesně tak, jak to nervové struktury naplánují. Obecně je excitabilita, tedy schopnost tvořit a předávat dál elektrické signály, úzce spjata s neurony, jejichž membrána obsahuje iontové kanály, které jsou řízeny napětím. Nelze zde opomenout důležitou roli udržení homeostázy, kdy CNS může fungovat pouze za dostatečného obsahu minerálů, iontů, při optimální teplotě, bez větších stresorů (endogenních či exogenních) (Rokyta, 2016).

Zvládnutí techniky – obecně

Aby se sportovec mohl na co nejlepší výkon soustředit, je zapotřebí, aby měl daný úkon zautomatizovaný (viz kapitola automatické zpracování) a neřešil tak základní chyby, které by při maximálním úsilí mohly způsobit určitý problém či zranění (Healey, 2014). Proto byli pro tuto práci zvoleni probandi, kteří se snožným přeskokem přes překážky mají již zkušenost.

2.3.3 Reaktivní síla

Reaktivní síla stojí na schopnosti svalu vytvořit koncentrickou svalovou kontrakci s přidanou hodnotou energie pocházející z předešlé excentrické kontrakce a získat tak maximální sílu v minimálním čase (Flanagan, 2008). Sval vytváří silový impuls v cyklu natažení – zkrácení, kdy v amortizační fázi dochází k vytvoření a nahromadění elastické energie, která je následně využita ke zrychlení těla ve směru prováděného pohybu. Její velikost je závislá nejen na maximální síle, ale také na síle rychlé a zároveň na elasticitě svalu (Healey, 2014). Reaktivní síla dále souvisí také s rychlostní změnou směru, se schopností rychlostního zrychlení a také s obratností. K posouzení reaktivní síly byl vytvořen index reaktivní síly (RSI – reactive strength index), který je měřítkem reaktivní skokové kapacity a popisuje schopnost rychlostní změny svalové kontrakce z excentrické na koncentrickou. Sportovec provádí vertikální výskok po předchozím dopadu z určité výšky. RSI lze vypočítat vydělením výšky skoku s dobou kontaktu na zemi (Rebelo, 2022). Barker (2018) však ve svém výzkumu dokázal, že korelace mezi RSI a výškou výskoku není významná.

Plyometrické cvičení, resp. násobené skoky přes vysoké překážky spadají pod reaktivně silový výkon, který je nezbytnou součástí tréninkových plánů většiny sportovců. Účelový plyometrický trénink byl představen v 70. letech minulého století ve Spojených státech amerických k rozvinu především síly, rychlosti a výbušnosti. Vertikální skok patří do odvětví skoků, které pro provedení využívají výbušnosti celého těla. Použití překážek pobízí atleta k dosažení a udržení maximálního úsilí po sobě jdoucích skoků. Skok přes překážky se řadí mezi nejběžnější plyometrická cvičení hlavně díky dostupnosti různých překážek na každém atletickém stadioně, v posilovně či v tělocvičně. Tréninkové překážky mívají odlehčenou konstrukci a jejich výška je nastavitelná tak, aby odpovídala schopnostem různých sportovců (Hansen, 2019).

2.4 Řízení motoriky při reaktivně silovém výkonu

2.4.1 Automatické zpracování pohybu

„Každý ví, co je to pozornost. Je to jasné a zřetelné zaměření mysli na jeden z možných předmětů nebo směrů myšlení; jejím základem je soustředění, koncentrace vědomí. Implikuje nevšímavost k některým záležitostem, aby bylo možno efektivně řešit jiné“.

William James

Jak naznačil tento americký psycholog, pozornost, tedy i úroveň aktivity CNS, zahrnuje jak výběrový proces směrem k určité věci, tak soustředění, které se však dynamicky v čase mění dle aktuálních potřeb. Výběrový proces lze vysvětlit fenoménem koktejlové párty, který popsal v roce 1953 Colin E. Cherry. Je to situace, kdy se člověk dostaví na rušný velký večírek s hlasitou hudbou a mnoha konverzujícími skupinkami jiných osob. I přesto je schopen tyto rušivé elementy potlačit a bez potíží konverzovat (Schmidt, 2019).

Skok přes překážky je motoricky náročná aktivita vyžadující soustředění a vztahující pozornost k více současným úkonům. Všechny aktivity, které je nutno během skoku provést, projdou nejprve vědomým zpracováním, které je dle jednotlivých pohybů postupně zpracované, ovládané vůlí a náročné na pozornost. U pravidelně trénovaných jedinců se však některé úkony zapíší do motorické paměti a jejich provedení se děje jen s velmi malou vědomou pozorností. Takovéto provedení je naopak paralelně zpracované, probíhající bez volní kontroly a nenáročné na pozornost. Předpokladem pro zisk automatického zpracování je velký objem tréninku, kdy je požadovaný pohyb (tedy reakce) neustále opakovaně spojován s konkrétními podněty. Toto automatické zpracování má hlavní výhodu v předvídatelných manévrech, které CNS sám vyhodnotí a automaticky pohyb upraví dle měnících se podmínek při jednom a tom stejném úkonu. Toto zpracování informací funguje jako počítačový koncept, tedy vstup (podnět) – člověk – výstup (reakce). V rámci zpracování fungují tři fáze: identifikace podnětu, výběr reakce a programování pohybu (Schmidt, 2019).

Anticipační posturální kontrola

Posturální kontrola je komplexní dovednost těla, již člověk získal v průběhu života díky interakci dynamických senzomotorických procesů s cílem udržet posturální rovnováhu díky posturální orientaci. Posturální orientace je aktivní proces vyrovnávání trupu a hlavy vůči gravitaci, který vychází z vizuálních informací, propioceptivních informací DKK a v neposlední řadě z gravitačních informací, primárně z vestibulárního systému. Posturální rovnováha je schopnost udržování vzpřímeného postavení těla s předejitím nezamýšlenému pádu při čekaném i nečekaném působení vnějších sil (Horak, 2006). Tělo volí mezi několika strategiemi udržení stability, a to podle směru vnějšího podnětu dodávajícího vychýlení těžiště mimo tělo. Pohybová strategie zachování rovnováhy v anteroposteriorním směru je dle Shumway-Cook&Woollacott (2012) statická kyčelní a kotníková a dynamická kroková, která je spjata se změnou polohy opěrné báze. V mediolaterálním směru se pak uplatňuje hlavně kyčelní strategie, která má za cíl přenést váhu z jedné DK na druhou. Dle Koláře (2009) reagují řídicí systémy na výše zmíněné orgány zajištěním posturální funkce těla.

Anticipační posturální kontrola vychází z kontroly pohybu, kdy CNS dopředeně reaguje na změny na základě předpovědí očekávaných posturálních poruch. Děje se tak na základě zkušeností a učení. Po zahájení pohybu jsou spuštěny pomocí aferenční zpětné vazby kompenzační reakce, které se vypořádávají se skutečnými poruchami držení těla. Tyto pohyby vyrovnávají posturální svaly, které minimalizují poruchy vertikálního držení těla, jež je spjata s neustálým vyrovnáváním těžiště. Ve skutečnosti se toto vyrovnávání těžiště děje ještě před skutečným pohybem s cílem minimalizovat poruchy stability. Další úprava navazuje na prováděný pohyb v reakci na příchozí signály z proprioceptorů ze skutečné pozice jednotlivých segmentů. Je to tedy kompenzační reakce na možné poruchy rovnováhy z prováděného pohybu (Latash, 1995). S těmito poznatky přišel již v 60. let 20. století Belen'kii, který rozdělil pohyb na přípravnou a kompenzační fázi a přišel na to, že posturální reakce jsou zapojené do zpětné kontroly držení těla (Shumway-Cook&Woollacott, 2012). Tento proces je zcela nevědomý a doprovází veškerý pohyb s cílem optimalizovat motorický výkon každého segmentu. Hlavní strukturou zodpovědnou za tuto kontrolu je mozeček (Marchese, 2020).

Jak už bylo řečeno, existuje několik strategií u neočekávaného či nekompensovaného posturálního pohybu. První z nich je elasticita měkkých tkání, která brání jakémukoliv posunu kloubů. Druhou je tzv. stretch reflex. Další obranné mechanismy náleží do skupiny předprogramovaných akcí a reagují na změny s delším zpožděním oproti předchozím jmenovaným (Latash, 1995). Stretch reflex popsal poprvé Sir Charles Sherrington jako obranný mechanismus pasivního natažení svalu před jeho porušením. Každý sval má hranici, při které zvýšená činnost svalových vřetének způsobí na základě míšního reflexu autogenní nábor alfa-motoneuronů, a následně dochází k aktivní kontrakci svalu. Tato hranice se nazývá práh tonického natahovacího reflexu a tento práh je nastavovaný velmi individuálně (Latash, 1998).

2.4.2 Fyziologický mechanismus plyometrie

Svalová činnost v plyometrickém pohybu

Plyometrický trénink využívá rychlých a silných pohybů, které jsou zahájeny předpětím či protipohybem. Plyometrický pohyb a cílený trénink zvyšuje sílu, obratnost, rychlost běhu a také ekonomiku běhu (Flanagan, 2008). Využití plyometrického cvičení v tréninku má dle Grgice (2021) několik významných výhod – zvyšuje denzitu a mění architekturu kostní tkáně, zvyšuje svalovou sílu, zlepšuje výšku výskoku a rychlost běhu a v neposlední řadě také hypertrofuje kosterní svalstvo.

Svalová činnost, a to hlavně excentrická kontrakce svalů DKK a trupu, pomáhá tlumit dopad a minimalizuje velké síly působící na měkké tkáně a kosti. Celková mechanická síla působící na svaly v excentrické kontrakci bývá až o 40 % větší, než kdyby tyto svaly pracovaly v kontrakci koncentrické či izometrické. Mezi dopadem a následným odrazem je krátká doba, ve které se svaly dostávají do kontrakce izometrické. Ta je nutná především ke vzniku síly pro následnou prudkou koncentrickou kontrakci potřebnou k opětovnému odrazu, která pomáhá sportovce dostat do letové fáze (Hansen, 2019).

Nejvíce významné složky plyometrické práce svalů jsou excentrická kontrakce s následnou koncentrickou kontrakcí. Tento rychlý cyklus, který dává základ plyometrickému tréninku, je znám jako stretch-shortening cycle (SSC) neboli protahovací-zkracovací cyklus (Grgic, 2021). Vnější energie způsobující protažení elastických komponent svalů se ukládá ve formě deformační energie, kterou lze po excentrické svalové kontrakci využít pro zrychlení pohybu při koncentrické kontrakci. Hlavní výhodou využití SSC je tedy využití uchované elastické energie (Zahradník, 2012). SSC způsobuje zvýšenou excitabilitu Golgiho šlachového tělíska a svalového vřeténka. Jak je známo, Golgiho šlachové tělísko reaguje na změny napětí inhibicí agonistických svalů. Tento inhibiční účinek však bývá při SSC minimalizován, a to z důvodu aktivity svalového vřeténka, které udržuje napětí agonistického svalu, avšak reflexně stimuluje opačnou kontrakci agonisty. Jelikož je reflex svalového vřeténka závislý na rychlosti protažení, Schmidtleicher rozdělil SSC na rychlý (fast stretch-shortening cycle – FSSC), s krátkými kontrakcemi a malými úhlovými posuny kloubů DKK, a pomalý (slow stretch-shortening cycle – SSSC), který je dán delšími kontrakcemi a většími úhlovými posuny kloubů DKK. Schmidtleicher také nastavil hranici doby kontaktu se zemí jako determinant pro zařazení do FSSC, a to na 0,250 s. Pro tuto hranici stanovil výšku překážek 60 cm. Pokud by tato hranice byla pro sportovce příliš obtížná, je potřebné výšku snížit. Signifikantní je vždy setrvání sportovce na špičkách, jeho paty by nikdy neměly dopadat na zem – v takovémto případě by se jednalo o pohyb využívající SSSC (Flanagan, 2008).

Neurofyziologický základ udržování správného držení těla vůči přípravě na další pohyb zajišťuje především svalový tonus řízený polysynaptickými reflexy a gama systémem. Význam spočívá v nepřestávajícím udržování a usměrňování těžiště (Kittnar, 2020).

Hypotéza rovnovážného bodu

Toto relativně jednoduché motorické řízení centrálního nervového systému zajišťuje vnitřní dynamiku jednotlivých segmentů. Teorie je založená na předpokladu, že CNS řídí rovnovážnou polohu segmentů pomocí rovnováhy sil v daném segmentu. Síly představuje aktivní komponenta pohybu, tedy svalová tkáň (Hinder, 2003). Díky aktivaci svalů pomocí tonického natahovacího reflexního oblouku, který je odpovědí na změnu vnější zátěže, se segmentové těžiště dostává z rovnovážného stavu. Svalová aktivace působí změnu délky svalu, dokud není dosaženo nového rovnovážného bodu (Latash, 1998).

3 Metodologie práce

3.1 Cíle práce

Hlavním cílem této práce je prokázat facilitační efekt foam rollingu při plyometrickém cvičení silového charakteru za aktivace svalového řetězce, a tím poukázat na nutnost facilitace nejen lokální, která mívá nižší účinnost vzhledem k facilitaci globální. Na základě výsledků dříve publikovaných výzkumů efektu foam rollingu na rozsah pohybu předpokládáme zlepšení výchozího sklonu trupu pro násobené srožné přeskoky přes překážky, tedy snížení stupně odklonu trupu od vertikální osy.

Jelikož se většina výzkumů dle meta-analýzy Wiewelhova (2019) zabývá signifikantním zlepšením rozsahu izolovaného pohybu v měřených kloubech po intervenci pomocí foam rollingu (a také ho prokazuje), předpokládáme i v tomto výzkumu zlepšení rozsahu pohybu i přesto, že se jedná o pohyb funkční. Právě z tohoto důvodu byla zvolena cesta facilitace celého řetězce, CNS tak dostává znásobenou aferentaci a snadněji ovlivňuje výstup.

Dalším dílčím cílem práce je ověření, zda dojde ke zkrácení amortizační fáze odrazu mezi jednotlivými překážkami, a to především z důvodu znásobené aferentace z receptorů zadního myofasciálního řetězce. Očekáváme tedy zkrácení oporové fáze skoku. Dále očekáváme díky zlepšení výchozího postavení trupu v průběhu skoku delší dobu letu nad překážkou.

3.2 Pracovní hypotézy

V následující práci očekávám, že potvrdím teorie vzniklé z těchto výzkumů a že potvrdím, či vyvrátím následující hypotézy:

H₁: Facilitace pomocí foam rolleru zkoriguje trup do více vertikální polohy.

H₂: Facilitace pomocí foam rolleru způsobí zkrácení oporové fáze.

H₃: Facilitace pomocí foam rolleru zajistí vyšší výskok nad překážkou.

4 Metodika práce

Design výzkumu

Výzkum byl navržen ve formě randomizované zkřížené studie, kdy se sledovaly tři závislé proměnné:

- změna sklonu trupu oproti vertikále
- délka oporové fáze
- výška výskoku

Jako nezávislá proměnná byla zvolena realizace/nerealizace intervence.

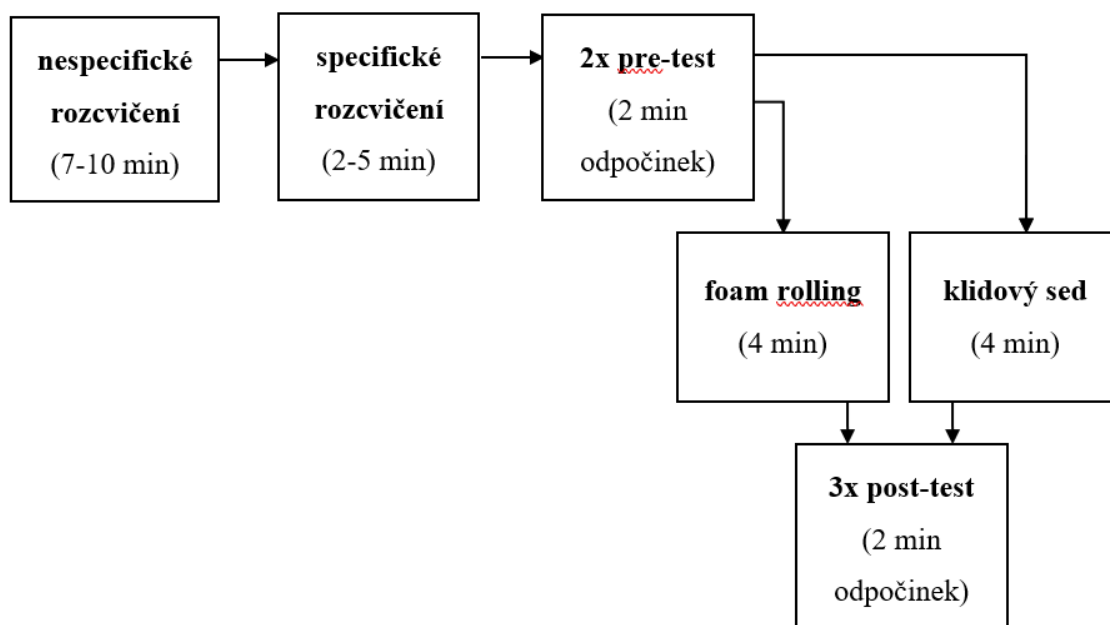
Popis výzkumného souboru

Pro tento experiment bylo vybráno 15 žen s věkovým průměrem $21,7 \pm 1,6$, průměrnou výškou $167 \pm 3,6$ cm a váhou $61,9 \pm 6,2$ kg, které jsou studentkami Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy a již mají zkušenosti se snožnými skoky přes překážky. Všechny ženy jsou aktivní sportovkyně s pravidelným tréninkem v průměru $3,7 \pm 1,2$ za týden, s průměrnou dobou tréninku $1,6 \pm 0,3$ hodiny a s průměrem $10,8 \pm 4,2$ let zkušeností ve svém sportu. Hlavním kritériem pro výběr probandů byl problém s udržením svislé polohy trupu při skocích či běhu, přičemž hodnocení tohoto parametru a výběr probandů prováděl zpracovatel studie spolu s vedoucím diplomové práce na základě přímého pozorování. Žádný z probandů netrpěl v průběhu testování zdravotními komplikacemi, které by jej omezovaly ve výkonu, všichni probandi byli před samotným měřením seznámeni s průběhem měření a všichni podepsali informovaný souhlas. Poslední trénink či náročnější fyzická aktivita neproběhla v posledních 24 hodinách před měřením.

Použité metody

Testování bylo provedeno na umělém povrchu uvnitř budovy se stálou teplotou a vlhkostí vzduchu. Před samotným testováním proběhlo krátké zahřátí pomocí běhu (2 min), poté následovala krátká dynamická rozcvička (5–8 min), která zahrnovala dynamický strečink především svalových skupin trupu a dolních končetin. Poté proband provedl rozskákání, tedy specifické rozcvičení (důvodem bylo zjištění optimální výšky překážek), které trvalo 2–5 minut.

Při samotném měření prováděl proband snožné přeskoky přes 5 překážek s co možná nejkratší dobou v oporové fázi. Výška překážek měla hodnotu buďto 57 cm (1x), 60 cm (10x) či 68 cm (4x) – dle možností probandů. Překážky byly od sebe vzdáleny 125 cm, vycházelo se ze zkušeností dlouhodobého užití této vzdálenosti v rámci tréninku. Toto měření (pre-test) probíhalo 2x s dvouminutovým odpočinkem mezi jednotlivými pokusy. Ihned po doměření druhého pokusu se náhodně vybraná polovina probandů (intervenční skupina) věnovala facilitaci posterior chain pomocí foam rolleru (standardní tvrdost, Black Roll), kdy facilitovala nejdříve LDK, poté PDK a na závěr erektoru páteře. Provedení rollování bylo s pocitem co nejvyšší intenzity a ve vysoké rychlosti rollování, v celé délce i šířce svalu se směrem rollování kraniálním i kaudálním. Facilitování bylo aplikováno na jednotlivé svalové skupiny ve směru distoproximálním v pořadí: m. triceps surae, hamstringy a m. gluteus maximus, každé svalové skupině se proband věnoval 30 s. Na závěr byla provedena oboustranná facilitace m. erector trunci v bederním a hrudním segmentu, také po dobu 30 sekund. Frekvence válení byla stanovena pomocí metronomu na 1,5 Hz. Ihned poté následovalo měření po intervenci (post-test), které probíhalo dohromady 3x, a to 1 minutu po intervenci, 3 minuty po intervenci a 5 minut po intervenci (viz obr.8). Měření kontrolní skupiny náhodně vybraných probandů probíhalo stejně jako intervenční, avšak kontrolní skupina probandů po změření pre-testů setrvala 4 minuty v klidovém sedu, následně bylo provedeno kontrolní měření post-testů, které probíhalo stejně jako u intervenční skupiny. Při druhém měření, které proběhlo týden po měření prvním, došlo k výměně intervenční a kontrolní skupiny probandů.



Obrázek 8 – Grafické znázornění výzkumného protokolu (vlastní tvorba, 2023)

K získání dat o oporové a letové fázi byl využit přístroj Optojump (Microgate, Bolzano, Itálie) se vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Tento přístroj se skládá ze dvou lišt (viz obr. 9), kdy jedna lišta obsahuje LED diody a nepřetržitě komunikuje s přijímací lištou naproti ní. Systém detekuje každé přerušení komunikace a zároveň snímá dobu trvání tohoto přerušení. Díky tomu tak zapisuje dobu letu a dobu kontaktu z prováděné série skoků. Následně jsme z doby letu vypočítali výšku výskoku:

$$h_{max} = \frac{gt^2}{8}$$

kde g označuje gravitační zrychlení $9,81 \text{ ms}^{-2}$ a t označuje dobu letu.

Z provedení přeskoků překážek byl pořízen videozáznam (GoPro HERO 9) s rozlišením 1920×1080 pixelů a frekvencí záznamu 240 snímků za sekundu, ze kterého byly vytvořeny fotografie největšího náklonu trupu – porovnávala jsem náklon trupu v letové fázi. Sklon trupu byl definován jako úhel svislé osy a spojnice dvou bodů (trochanter major a výstup zevního zvukovodu). Trochanter major byl po palpačním vyšetření vestoje pro snazší identifikaci vyznačen nálepkou na přiléhavém, těsném oblečení (obr. 9).

Změna náklonu trupu sloužila jako kovariační proměnná, kritérium byla doba kontaktu a doba letu. Následná analýza náklonu trupu byla provedena v programu Kinovea (verze 0.9.5, Patreon, Francie) tak, že z videa byly vytvořeny snímky nad každou překážkou v momentě největšího sklonu trupu vůči vertikální ose.



Obrázek 9 – Měření úhlu sklonu trupu (vlastní tvorba, 2023)

Analýza dat

Statistická analýza byla provedena metodou magnitude based inference (podle Hopkinsova spreadsheetu pre-post crossover, <http://sportssci.org/>). Na základě analýzy výsledků dovednosti v pre-testech a její stability byla stanovena nejmenší významná změna odpovídající hodnotě směrodatné odchylky u jednotlivých proměnných. Následně byla vypočítána pravděpodobnost pozitivního vlivu, triviálního a negativního vlivu terapie v jednotlivých sledovaných proměnných vzhledem k nastavené hranici. Interval spolehlivosti (compatibility level) byl nastaven na standardní hodnotu 95 %.

Pro stanovení efektu intervence jsou v tomto experimentu tedy zvoleny nejmenší významné změny pro míru předklonu trupu, pro dobu kontaktu s podložkou a výšku výskoku. Pro míru předklonu trupu je tato hodnota stanovena na $5,8^\circ$, což znamená, že změny v rozmezí od $-5,8$ do $5,8^\circ$ jsou považovány za triviální efekty terapie. Hodnoty větší než $-5,8^\circ$ znamenají dosažení pozitivních efektů ve smyslu snížení úhlu sklonu trupu vůči vertikále, zatímco hodnoty větší než $5,8^\circ$ jsou považovány za negativní efekty ve smyslu zvýšení úhlu sklonu trupu vůči vertikále. U doby kontaktu s podložkou byla nejmenší významná změna nastavena na $0,03$ s, všechny změny v rozmezí od $-0,03$ do $0,03$ s jsou tedy považovány za triviální. Pozitivních efektů dosahují změny větší než $-0,03$ s ve smyslu snížení oporové doby kontaktu. Negativní efekty poté nastávají při dosažení větších hodnot než $0,03$ s ve smyslu zvýšení oporové doby kontaktu. Nejmenší významná změna výšky výskoku byla stanovena na $3,9$ cm. Naměřené změny v rozmezí od $-3,9$ do $3,9$ cm nabývají triviálních efektů. Pozitivních efektů, ve smyslu zvýšení výšky výskoku, pak nabývají hodnoty větší než $3,9$ cm, negativní efekt terapie, ve smyslu snížení výšky výskoku, pak nastává naopak při hodnotách větších než $-3,9$ cm.

Rozdělení pravděpodobností výskytu jednotlivých jevů bylo klasifikováno podle Hopkinse (2022), viz tabulka 1:

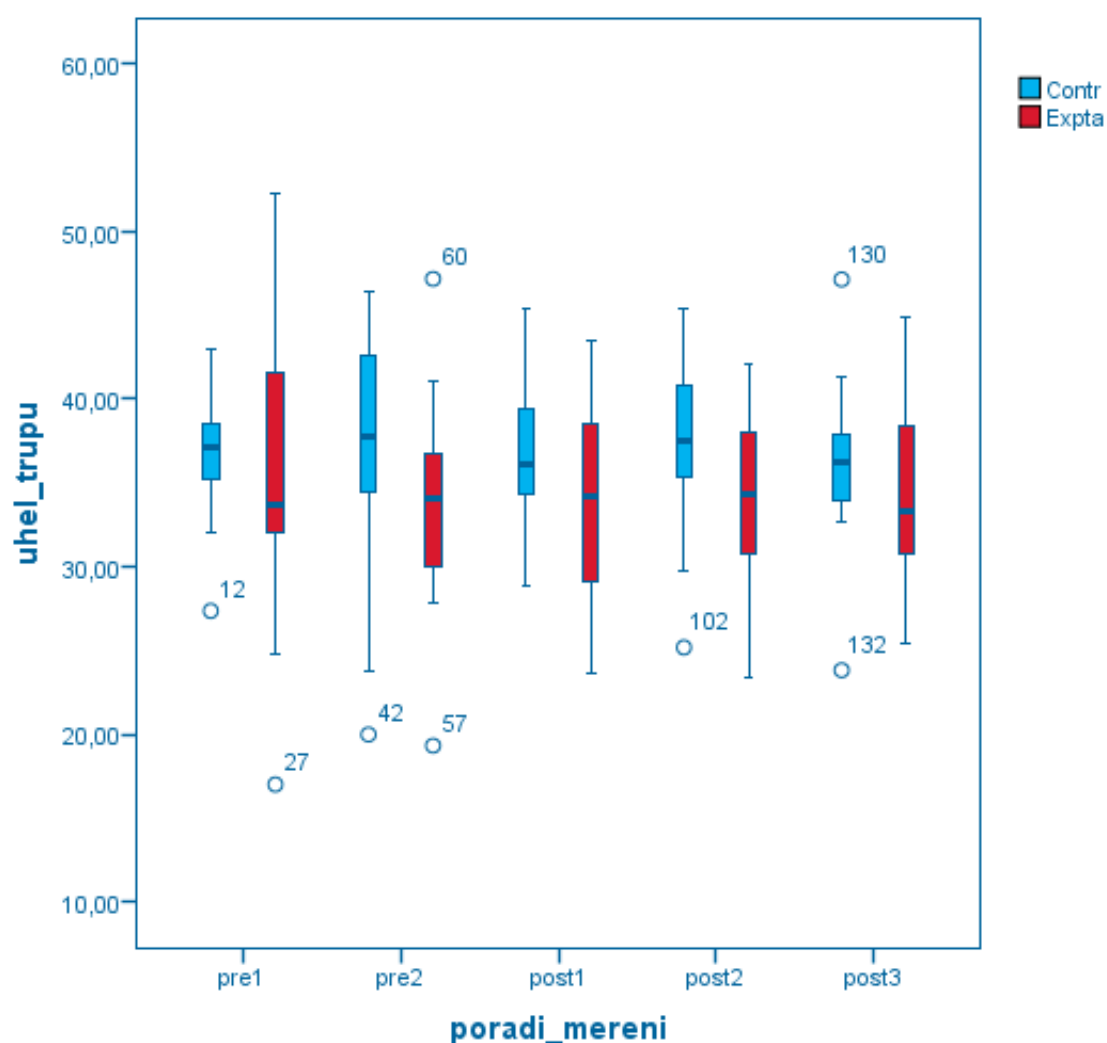
Tabulka 1 – Rozdělení pravděpodobností dle Hopkinse, (<http://sportsci.org/>)

Pravděpodobnostní jev	Kvalitativní hodnocení
<0,5 %	téměř nejisté
<5 %	velmi nepravděpodobné
<25 %	nepravděpodobné
25 % - 75 %	možné
>75 %	pravděpodobné
>95 %	velmi pravděpodobné
>99,5 %	téměř jisté

5 Výsledky práce

5.1 Úhel sklonu trupu vůči vertikální ose

Tabulka 2 ukazuje divergentní hodnoty již v pre-testech s výhodou intervenčního měření. V případě kontrolního měření byly v post-testech pozorovány jak nárůsty, tak poklesy v hodnotách naměřených úhlů, na rozdíl od intervenčního měření, kdy se u post-testů úhly od výchozích hodnot příliš nelišily. Z důvodu jednoduchého představení porovnání výsledků přiložen graf 1.



Graf 1 – Porovnání kontrolního (modrá) a intervenčního (červená) měření – s mediánovým označením v "krabicové části", 1. a 3. kvartil značí začátek a konec sloupce; případně vyskytlé odlehlé hodnoty jsou značeny body s identifikací; úhel sklonu trupu měřen v [°]

Tabulka 2 – Hodnoty úhlů sklonu trupu vůči vertikále [°], (\pm směrodatná odchylka)

	pre-1	pre-2	post-1	post-2	post-3
kontrolní měření	36,8 (\pm 3,9)	37,0 (\pm 7,6)	36,8 (\pm 4,3)	37,5 (\pm 5,2)	36,2 (\pm 5,0)
intervenční měření	35,5 (\pm 9,4)	33,9 (\pm 6,6)	34,0 (\pm 6,5)	33,9 (\pm 5,3)	34,2 (\pm 5,5)

Směrodatná odchylka všech pre-testů vyšla 5,84°, proto byla zvolená prahová hodnota 5,8°. Při porovnání průměru obou pre-testů vzhledem k průměru všech tří post-testů vychází pravděpodobnost pozitivního vlivu intervence 76,2 %, triviálního vlivu intervence 22,8 % a negativního vlivu intervence 1,0 %. Pozitivní vliv intervence zde tedy dosahuje míry pravděpodobného zlepšení, negativní vliv intervence je až téměř nejistý.

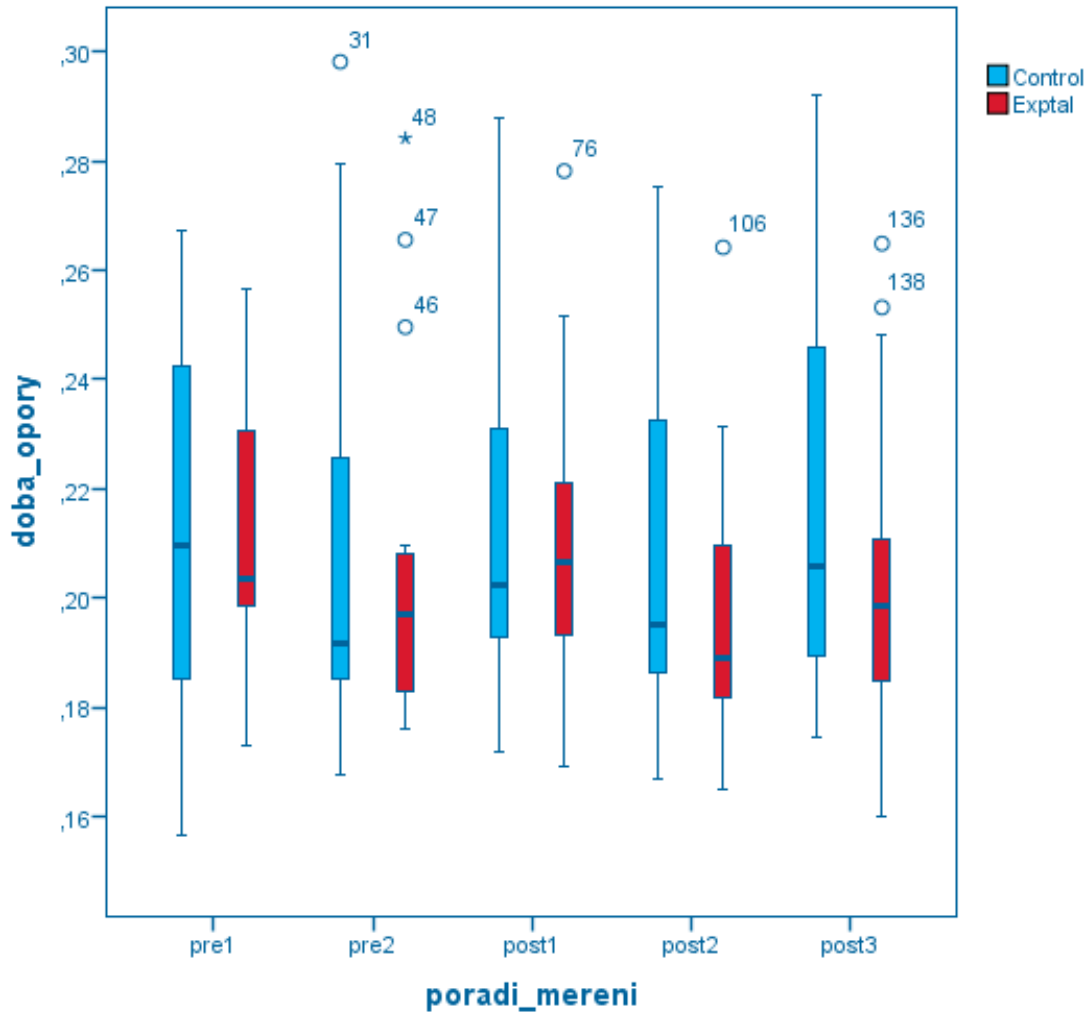
Při porovnání průměru obou pre-testů vzhledem k post-testu v 1. minutě nastává 43,2% pravděpodobnost pozitivního efektu terapie, ve 3. minutě nastává 80% pravděpodobnost pozitivního efektu a v 5. minutě dosahuje 92,2 % pravděpodobnostního vzniku pozitivního efektu. Největší pravděpodobnostní zlepšení tedy nastává v 5. minutě po intervenci, kdy ve více jak 92,2 % případů dojde ke korekci trupu svislejší polohy. Čím delší je časový odstup od intervence, tím více se projevuje facilitační efekt terapie při tomto sledovaném parametru – jak lze sledovat v tabulce 3.

Tabulka 3 – Pravděpodobnostní porovnání efektů terapie na výsledky měření úhlů sklonu trupu vůči vertikále s různým váhovým poměrem post-testů vůči pre-testům

	pozitivní efekt	triviální efekt	negativní efekt
1. minuta	43,2 %	44,4 %	12,8 %
3. minuta	80 %	12,8 %	1,9 %
5. minuta	92,2 %	7,5 %	0,3 %
třetinový poměr měření	76,2 %	22,8 %	1,0 %

5.2 Doba kontaktu na zemi

Navzdory horším hodnotám u intervenčních pre-testů ukazuje tabulka 4 sestupný trend dob kontaktu se zemí. Všechny hodnoty kontrolních post-testů vykazují vyšší hodnoty oproti intervenčnímu měření, kde post-2 i post-3 vykazují významné snížení doby opory. Z důvodu jednoduchého představení porovnání výsledků přiložen graf 2.



Graf 2 – Porovnání kontrolního (modrá) a intervenčního (červená) měření – s mediánovým označením v "krabicové části"; 1. a 3. kvartil značí začátek a konec sloupce; případně vyskytlé odlehle hodnoty jsou značeny body s identifikací; doba kontaktu na zemi měřena v [s]

Tabulka 4 – Hodnoty doby kontaktů na zemi [s], (\pm směrodatná odchylka)

	pre-1	pre-2	post-1	post-2	post-3
kontrolní měření	0,210 ($\pm 0,034$)	0,209 ($\pm 0,038$)	0,214 ($\pm 0,033$)	0,210 ($\pm 0,032$)	0,222 ($\pm 0,039$)
intervenční měření	0,213 ($\pm 0,024$)	0,207 ($\pm 0,032$)	0,209 ($\pm 0,028$)	0,197 ($\pm 0,026$)	0,203 ($\pm 0,030$)

Směrodatná odchylka všech pre-testů vyšla 0,032 s, proto byla zaokrouhlená hodnota 0,03 s zvolena jako prahová. Pravděpodobnost pozitivního vlivu intervence zde činí 65,6 %, triviálního vlivu intervence 33,0 % a negativního vlivu intervence 1,4 %. Pozitivní vliv intervence zde sice dosahuje pouze míry možného zlepšení, negativní vliv intervence je však velmi nepravděpodobný, až téměř nejistý.

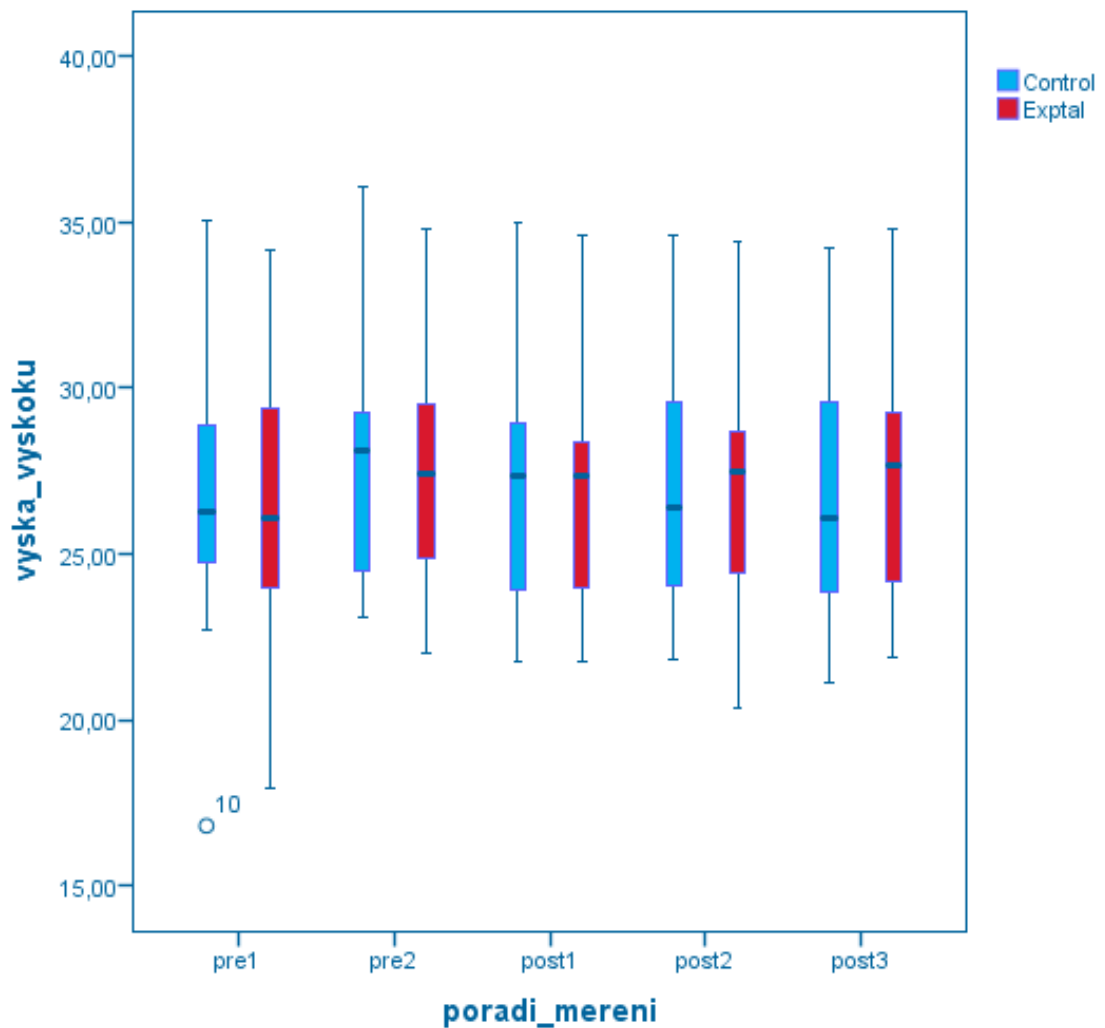
Při porovnání průměru obou pre-testů vzhledem k post-testu v 1. minutě nastává 51,5% pravděpodobnost pozitivního efektu terapie, ve 3. minutě nastává 92,3% pravděpodobnost pozitivního efektu a v 5. minutě dosahuje 96,5 % pravděpodobnostního vzniku pozitivního efektu. Největší pravděpodobnostní zlepšení nastává opět v 5. minutě po intervenci, kdy ve více než 96,5 % případů dojde ke zkrácení doby oporové fáze skoku. I zde platí, že čím delší je časový odstup od intervence, tím více se projevuje facilitační efekt terapie, jak lze sledovat v tabulce 5.

Tabulka 5 – Pravděpodobnostní porovnání efektů terapie na výsledky měření doby kontaktu na zemi s různým váhovým poměrem post-testů vůči pre-testům

	pozitivní efekt	triviální efekt	negativní efekt
1. minuta	51,5 %	48,4 %	0,2 %
3. minuta	92,3 %	7,4 %	0,3 %
5. minuta	96,5 %	3,4 %	0,1 %
třetinový poměr měření	65,6 %	33,0 %	1,4 %

5.3 Výška výskoku

Zatímco u kontrolního měření dochází k postupnému klesání naměřených hodnot výšky výskoku nad překážkami, u intervenčního měření dochází ke zvyšování hodnot, což můžeme sledovat v tabulce 6, dokonce i přesto, že u pre-testů intervenčního měření dochází k nižším výskokům. Hodnoty změn však nejsou statisticky významné. Z důvodu jednoduchého představení porovnání výsledků přiložen graf 3.



Graf 3 – Porovnání kontrolního (modrá) a intervenčního (červená) měření – s mediánovým označením v "krabicové části"; 1. a 3. kvartil značí začátek a konec sloupce; případně vyskytlé odlehlé hodnoty jsou značeny body s identifikací; výška výskoku měřena v [cm]

Tabulka 6 – Hodnoty výšek výskoků [cm], (\pm směrodatná odchylka)

	pre-1	pre-2	post-1	post-2	post-3
kontrolní měření	27,2 ($\pm 4,5$)	27,8 ($\pm 3,7$)	27,2 ($\pm 3,8$)	27,1 ($\pm 3,8$)	26,8 ($\pm 4,0$)
intervenční měření	26,6 ($\pm 3,9$)	27,4 ($\pm 3,3$)	26,9 ($\pm 3,4$)	27,0 ($\pm 3,7$)	27,3 ($\pm 3,6$)

Směrodatná odchylka všech pre-testů vyšla 3,85 cm, proto byla zvolená prahová hodnota 3,9 cm. Pravděpodobnost pozitivního vlivu intervence zde činí 3,6 %, triviálního vlivu intervence 90,8 % a negativního vlivu intervence 5,6 %.

U porovnání efektů terapie na výsledky měření výšky výskoku nedochází v měření průměrů obou pre-testů vzhledem k post-testu v 1. minutě a 3. minutě k významnějším odchylkám (pravděpodobnost pozitivního efektu terapie zde dosahuje hodnot 2,3 %, resp. 2,9 %). V porovnání průměrů obou pre-testů vzhledem k post-testu v 5. minutě uplynutí času od intervence dochází k nejvýznamnějšímu zlepšení, kdy pozitivní efekt dosahuje 20 %, jak přehledně popisuje tabulka 7. I přes zlepšení sledovaného parametru je výsledek pozitivního vlivu efektu nepravděpodobný.

Tabulka 7 – Pravděpodobnostní porovnání efektů terapie na výsledky měření výšky výskoku s různým váhovým poměrem post-testů vůči pre-testům

	pozitivní efekt	triviální efekt	negativní efekt
1. minuta	2,3 %	95,8 %	2,0 %
3. minuta	2,9 %	87,3 %	9,8 %
5. minuta	20 %	70,2 %	9,9 %
třetinový poměr měření	3,6 %	90,8 %	5,6 %

6 Diskuze

Výsledky ukazují, že s využitím technik foam rollingu dochází s vysokou pravděpodobností (76,2 %) k významnému napřímení trupu. V přibližně třech čtvrtinách případů bude tato hypotéza potvrzena, zatímco ve zbylých případech bude změna sklonu trupu triviální. Negativní účinek terapie je velmi nepravděpodobný (1 %). Při měření doby opory bylo pozorováno snížení doby kontaktu nohou se zemí v intervenčním měření. Je tedy pravděpodobné (65,6 %), že terapie bude mít na tuto měřenou proměnnou pozitivní účinek. V téměř dvou třetinách případů se tato hypotéza potvrdí, zatímco v jedné třetině případů bude změna doby opory triviální. I přesto, že výška dosažená v jednotlivých post-testech intervenčního měření se mírně zvyšovala, nedosáhla hranice nejmenší významné změny, která byla stanovena na 3,9 cm. Efekt intervence je s velmi vysokou pravděpodobností (90,8 %) triviální. Hypotéza H3 se tak nepotvrdila.

U porovnání efektů terapie na výsledky měření úhlů sklonu trupu vůči vertikále a doby kontaktu na zemi v různých časových odstupech od intervence sledujeme postupné zlepšení těchto parametrů. Největší zlepšení nastává v 5. minutě po intervenci, kdy dojde v 92,2 % pro sklon trupu a v 96,5 % pro dobu kontaktu k pozitivnímu efektu terapie sledovaných parametrů. Pozitivní efekt terapie je tak velmi pravděpodobný.

Je třeba poznamenat, že zjištění v našem výzkumu o rozsahu pohybu je nižší než v jiných studiích, které se zaměřují na izolovaný pohyb. Podle několika výzkumů (MacDonald, 2014; MacGregor, 2018; Su, 2017) by měla korekce rozsahu být kolem 10 stupňů, zatímco v našem výzkumu byla zaznamenána významná změna o 5,8 stupňů. Nicméně i přes rozdílný výsledek tato metoda stále způsobuje korekci nadměrného sklonu trupu. Dle Shena (2021) je nadměrný sklon trupu – nad 120 stupňů – při běhu či skoku významným rizikovým faktorem pro vznik poranění dolních končetin, zvláště pak pro vznik iliotibialního syndromu. Tyto rozdíly pravděpodobně souvisí s výběrem funkčního cviku, kdy neměříme pouze izolovaný pohyb, nýbrž aplikovaný pohyb. Dochází tedy k ovlivnění nejen jednoho svalu, ale celého řetězce či koaktivaci více řetězců, kdy dané měření ovlivňuje více složek pohybu. Je důležité zohlednit skutečnost, že specifický pohyb, kterým je skok přes překážky, již představuje určitý pohybový stereotyp. Proto je otázkou, do jaké míry aferentace foam rollingu ovlivňuje změnu a variabilitu celého pohybového systému a pohybových programů. Tento efekt je vhodné podrobněji prozkoumat (Davids, 2003). Různé doby kontaktu jsou zkoumány ve studii

Cappy (2013), který používal podobně vysoké překážky (o výšce 65 cm), avšak probandi byli muži s průměrnou výškou 184,4 cm. V rámci jeho studie byly porovnávány doby opory při použití dvou technik dopadu – FLAT (pokyn dopadnout na celé chodidlo) a FORE (pokyn dopadnout pouze na přední část chodidla). Výsledky ukázaly, že technika FLAT vykazovala o 9,4 % delší dobu kontaktu než technika FORE. V našem experimentu bylo z velké části využito výšky překážek 60 cm a pokyn byl co nejrychleji tyto překážky přeskočit – probandi tedy využívali techniku FORE. Cappa také poukázal na to, že doba oporové fáze roste s narůstající výškou překážky, kdy tato výška překračuje možnosti daného sportovce. Zjištění, že nedochází ke zvýšení výskoku, je v rozporu se studií Tsaie (2021), který využíval seskok z 40 cm bedny a ve své studii dokázal signifikantní zlepšení ($p = 0,001$) ve výšce výskoků 2 min po intervenci (rollování vybraných svalových skupin dolních končetin) oproti pre-testu. V oblasti měření výšky výskoku po intervenci s foam rollerem však mnoho výzkumů provedeno nebylo, proto by bylo vhodné tento vztah dále zkoumat.

Mezi limitace měřící sklon úhlu trupu lze řadit polohu horních končetin. V mnoha výzkumech zkoumajících rychlost odrazu, výšku výskoku či sílu odrazu se využívá uzavřeného kinematického řetězce, kdy se horní končetiny opírají dlaněmi o boky těla (Cappa, 2013). V takových výzkumech se však jedná pouze o jeden skok bez návaznosti dalších skoků. V této práci byla zvolena varianta volného pohybu horních končetin z důvodu aplikovatelnosti přímo na daný sport, při kterém běžně dochází k takto volnému pohybu horních končetin. Tyto pohyby však zřetelně korigovaly postavení celého těla a zjemňovaly možné nuance, které mohly v měření sklonu trupu nastat. Poloha horních končetin limitovala také výsledky výšky výskoku, kdy dle Mosiera (2019) plné švihnutí paží zvyšuje výskok až o 13,6 % oproti výskoku bez možnosti použití horních končetin (poloha dlaní o boky těla). Při opakovaných skocích však nedochází k plnému švihnutí horních končetin z důvodu přípravy na další skok. Možná limitace výsledků měření doby opory jsou rozdílné tuhosti Achillovy šlachy jednotlivých probandů. Je známo, že tužší šlacha rychleji přenáší sílu ze svalu na kost, tudíž činí SSC rychlejší a zkracuje tak dobu kontaktu na zemi (Gervasi, 2022). Může se zdát, že díky tomu by tuhost mohla pozitivně ovlivnit i výšku výskoku, výzkum Abdelsattara (2018) však tuto hypotézu nepotvrdil. Jelikož někteří z probandů naší studie měli hlavní náplň ve svém sportu skoky a výskoky (volejbal, atletika, akrobatický rock and roll), lze u nich předpokládat vyšší tuhost Achillovy šlachy z důvodu adaptace na daný sport

a pravidelnou odrazovou zátěž. Výsledky jednotlivých probandů tak mohou vykazovat určitou míru nehomogenity. Mezi limitace celé studie je možné zařadit také skutečnost, že problémy s nakloněním trupu nemusí být způsobeny útlumem celého zadního myofasciálního řetězce, nýbrž pouze jeho určité části, která však může ovlivnit funkci celého řetězce. V takovém případě by bylo užitečné identifikovat patologii a s facilitací se více zaměřit na tento segment. Posledním limitujícím faktorem výsledků je aplikovatelnost poznatků pouze na osoby mající tento druh problému – tedy mající problém s udržením svislé polohy trupu při skocích či běhu, což sloužilo jako hlavní kritérium pro výběr probandů.

7 Závěr

Cílem provedeného výzkumu bylo objasnit, zda použití foam rolleru může mít facilitační efekt na sledované parametry. Na základě výsledků práce lze doporučit využití foam rolleru jako facilitační metodu k ovlivnění korekce přílišného sklonu trupu a doby oporové fáze při skocích. Největší zlepšení těchto parametrů nastává v 5. minutě od intervence, kdy lze předpokládat velmi pravděpodobný pozitivní efekt terapie napřímení trupu a zkrácení doby kontaktu. Vliv terapie na výšku výskoku se nepotvrdil. Cíl této práce se tak podařilo naplnit.

Ze zjištěných výsledků vyplývá, že foam rolling je vhodný pro facilitaci svalů a jejich řetězců u osob, které mají problémy s optimální stabilizací trupu při běhu či skocích. Může mít signifikantně pozitivní vliv nejen na celkovou efektivitu pohybu, ale také na snížení rizik zranění sportovce při provádění těchto cviků. Snížení doby kontaktu nohy s povrchem při odrazu může vést ke zvýšení rychlosti, a tím pádem i ke zlepšení výkonu během závodů. Tyto poznatky by mohly být uchopitelné pro tréninkové programy v různých atletických disciplínách s cílem maximalizovat výkonnost sportovce a dosáhnout lepších výsledků v soutěžích. Vzhledem k relativně nízké pořizovací ceně a snadné aplikovatelnosti foam rollingu by mohl být tento přístup snadno začleněn do běžného tréninkového režimu atletů na všech úrovních – za předpokladu dodržení preskripce popsané v teoretické části.

Vzhledem k limitacím práce a vzhledem k dalším výzkumům tohoto typu lze říci, že tento experiment vykazuje pozitivní vliv foam rollingu na napřímení trupu a snížení doby kontaktu při snožném přeskoku přes překážky. Nicméně výsledky týkající se výšky výskoku jsou méně jednoznačné a závisí na specifických podmínkách použitého cviku a měření. Je tedy nutné provést další výzkumy, které by přesněji určily vliv foam rollingu na různé aspekty pohybu a přinesly další informace o mechanismech jeho účinku.

Seznam použité literatury

ABDELSATTAR, Mohamed, Andreas KONRAD a Markus TILP. Relationship between Achilles Tendon Stiffness and Ground Contact Time during Drop Jumps. *Journal of Sports Science and Medicine* [online]. 2018, **17**(2), 223-228 [cit. 2023-04-12]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29769823/>

BARKER, Leland A., John R. HARRY a John A. MERCER. Relationships Between Countermovement Jump Ground Reaction Forces and Jump Height, Reactive Strength Index, and Jump Time. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2018, **32**(1), 248-254 [cit. 2023-01-30]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000002160

BEHM, David. G., Shahab ALIZADEH, Saman A. HADJIZADEH, Mohamed I. MAHMOUD, Emma RAMSAY, Hanlon COURTNEY a Scott CHEATHAM. *Foam rolling* Prescription: A Clinical Commentary. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2020, **34**(11), 3301–3308. [cit. 2022-08-09]. Dostupné z: doi:10.1519/jsc.00000000000003765

BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.

CAPPA, Dario F. a David G. BEHM. Neuromuscular Characteristics of Drop and Hurdle Jumps With Different Types of Landings. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2013, **27**(11), 3011-3020 [cit. 2023-03-29]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e31828c28b3

DAVIDS, Keith, Paul GLAZIER, Duarte ARAÚJO a Roger BARTLETT. Movement Systems as Dynamical Systems. *Sports Medicine* [online]. 2003, **33**(4), 245-260 [cit. 2023-03-29]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200333040-00001

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.

FERRI-CARUANA, Ana, Sara MOLLÀ-CASANOVA, Mireia BAQUEDANO-MORENO a Pilar SERRA-AÑÓ. Electromyographic activity of posterior kinetic chain muscles during hamstring strengthening exercises. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2022, **55**, 205-210 [cit. 2023-01-30]. ISSN 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2022.04.008

FLANAGAN, Eamonn P. a Thomas M. COMYNS. The Use of Contact Time and the Reactive Strength Index to Optimize Fast Stretch-Shortening Cycle Training. *Strength & Conditioning Journal* [online]. 2008, **30**(5), 32-38 [cit. 2023-01-30]. ISSN 1524-1602. Dostupné z: doi:10.1519/SSC.0b013e318187e25b

FRANKLYN-MILLER, Andrew, Andrew ROBERTS, David HULSE a John FOSTER. Biomechanical overload syndrome: defining a new diagnosis. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2014, **48**(6), 415-416 [cit. 2022-08-30]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2012-091241

GERVASI, Marco, Piero BENELLI, Roberto VENERANDI a Eneko FERNÁNDEZ-PEÑA. Relationship between Muscle-Tendon Stiffness and Drop Jump Performance in Young Male Basketball Players during Developmental Stages. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 2022, **19**(24) [cit. 2023-04-12]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph192417017

GIOVANELLI, Nicola, Filippo VACCARI, Mirco FLOREANI, Enrico REJC, Jasmine COPETTI, Marco GARRA, Lea BIASUTTI a Stefano LAZZER. Short-Term Effects of Rolling Massage on Energy Cost of Running and Power of the Lower Limbs. *International Journal of Sports Physiology and Performance* [online]. 2018, **13**(10), 1337-1343 [cit. 2023-01-29]. ISSN 1555-0265. Dostupné z: doi:10.1123/ijsp.2018-0142

GOTTLIEB, Roni, Asaf SHALOM a Julio CALLEJA-GONZALEZ. Physiology of Basketball – Field Tests. Review Article. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2021, **77**, 159-167 [cit. 2023-03-08]. ISSN 1640-5544. Dostupné z: doi:10.2478/hukin-2021-0018

GRGIC, Jozo, Brad J. SCHOENFELD a Pavle MIKULIC. Effects of plyometric vs. resistance training on skeletal muscle hypertrophy: A review. *Journal of Sport and Health Science* [online]. 2021, **10**(5), 530-536 [cit. 2023-01-30]. ISSN 20952546. Dostupné z: doi:10.1016/j.jshs.2020.06.010

HÁK, Jaroslav. *Řetězení muskuloskeletálních poruch z různých hledisek ve fyzioterapii: literární rešerše*. Praha, 2016. Diplomová práce. UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU. Vedoucí práce MUDr. Eugen Rašev PhD.

HANSEN, Derek a Steve KENNELLY. *Trénink výbušné síly: anatomie: váš ilustrovaný průvodce plyometrickým tréninkem*. Přeložil Kateřina TRENZOVÁ. Brno: CPress, 2019. ISBN 978-80-264-2793-3.

HEALEY, Kellie C., Disa L. HATFIELD, Peter BLANPIED, Leah R. DORFMAN a Deborah RIEBE. The Effects of Myofascial Release With *Foam rolling* on Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2014, **28**(1), 61-68 [cit. 2022-08-02]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e3182956569

HEFFERMAN, Conor. The history of the *foam roller*. *Physical culture study* [online]. February 2, 2016 [cit. 2022-08-08]. Dostupné z <https://physicalculturestudy.com/2016/02/02/the-history-of-the-foam-roller/>

HENDRICKS, Sharief, Hayd'n HILL, Steve den HOLLANDER, Wayne LOMBARD a Romy PARKER. Effects of *foam rolling* on performance and recovery: A systematic review of the literature to guide practitioners on the use of *foam rolling*. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2020, **24**(2), 151-174 [cit. 2022-08-02]. ISSN 13608592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2019.10.019

HINDER, Mark R. a Theodore E. MILNER. The Case for an Internal Dynamics Model versus Equilibrium Point Control in Human Movement. *The Journal of Physiology* [online]. 2003, **549**(3), 953-963 [cit. 2022-09-08]. ISSN 0022-3751. Dostupné z: doi:10.1113/jphysiol.2002.033845

HODSON-TOLE, Emma F. a James M. WAKELING. Motor unit recruitment for dynamic tasks: current understanding and future directions. *Journal of Comparative Physiology B* [online]. 2009, **179**(1), 57-66 [cit. 2022-08-03]. ISSN 0174-1578. Dostupné z: doi:10.1007/s00360-008-0289-1

HOPKINS, Will G. Replacing statistical significance and non-significance with better approaches to sampling uncertainty. *Frontiers in Physiology* [online]. 2022, **13** [cit. 2023-04-19]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2022.962132

HORAK, Fay B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and Ageing* [online]. 2006, **35**(suppl_2), ii7-ii11 [cit. 2022-08-25]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: doi:10.1093/ageing/afl077

HOTFIEL, Thilo, Bernd SWOBODA, Sebastian KRINNER, Casper GRIM, Martin ENGELHARDT, Michael UDER a Rafael U. HEISS. Acute Effects of Lateral Thigh *Foam rolling* on Arterial Tissue Perfusion Determined by Spectral Doppler and Power Doppler Ultrasound. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2017, **31**(4), 893-900 [cit. 2022-08-08]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000001641

CHEATHAM, Scott William, Morey James KOLBER, Matt CAIN a Matt LEE. The Effects of Self-Myofascial Release on Joint Range of Motion, Muscle Recovery, and Performance: A Systematic Review. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 2015, January 2015, **10**(6), 827-838 [cit. 2023-01-29]. PMID: 26618062. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26618062/>

JUNKLER, Daniel a Thomas STÖGGL. The Training Effects of *Foam rolling* on Core Strength Endurance, Balance, Muscle Performance and Range of Motion: A Randomized Controlled Trial. *Journal of sports science & medicine* [online]. 2019, **18**(2), 229-238 [cit. 2022-08-09]. ISSN 1303-2968. Dostupné z: <https://www.jssm.org/jssm-18-229.xml%3EFulltext>

KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie. 2.*, přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2020. ISBN 978-80-247-1963-4.

KNOFF, Karl a Chris KNOFF. *Trigger Point Therapy with the Foam roller: Self-treatment Exercises for Muscle Massage, Myofascial Release, Injury Prevention and Physical Rehab.* Second. Berkeley: Ulysses Press, 2014. ISBN 978-1-61243-390-5.

KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi.* Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KONRAD, Andreas, Masatoshi NAKAMURA, Markus TILP, Olyvia DONTI a David G. BEHM. Foam Rolling Training Effects on Range of Motion: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine* [online]. 2022, **52**(10), 2523-2535 [cit. 2023-03-29]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-022-01699-8

LAINE, Christopher M. a Francisco J. VALERO-CUEVAS. Intermuscular coherence reflects functional coordination. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2017, **118**(3), 1775-1783 [cit. 2022-08-03]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00204.2017

LATASH, Mark L., Alexander S. ARUIN, Israel NEYMAN a John J. NICHOLAS. Anticipatory postural adjustments during self inflicted and predictable perturbations in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 1995, **58**(3), 326-334 [cit. 2022-08-25]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.58.3.326

LATASH, Mark L. *Neurophysiological basis of movement*. Champaign, IL: Human Kinetics, c1998. ISBN 0880117567.

LEHNERT, Michal. *Sportovní trénink I*. [online]. Olomouc: Univerzita Palackého, 2014 [cit. 2022-08-10]. ISBN 978-80-244-4330-0. Dostupné z: <https://publi.cz/books/148/Lehnert.html>

MACDONALD, Graham Z., Duane C. BUTTON, Eric J. DRINKWATER a David G. BEHM. *Foam rolling as a Recovery Tool after an Intense Bout of Physical Activity*. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2014, **46**(1), 131-142 [cit. 2022-08-09]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0b013e3182a123db

MACGREGOR, Lewis J., Malcolm M. FAIRWEATHER, Ryan M. BENNETT a Angus M. HUNTER. The Effect of Foam Rolling for Three Consecutive Days on Muscular Efficiency and Range of Motion. *Sports Medicine - Open* [online]. 2018, **4**(1) [cit. 2023-03-29]. ISSN 2199-1170. Dostupné z: doi:10.1186/s40798-018-0141-4

MARCHESE, Silvia M., Veronica FARINELLI, Francesco BOLZONI, Roberto ESPOSTI a Paolo CAVALLARI. Overview of the Cerebellar Function in Anticipatory Postural Adjustments and of the Compensatory Mechanisms Developing in Neural Dysfunctions. *Applied Sciences* [online]. 2020, **10**(15) [cit. 2022-08-25]. ISSN 2076-3417. Dostupné z: doi:10.3390/app10155088

MENDELL, Lorne M. The size principle: a rule describing the recruitment of motoneurons. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2005, **93**(6), 3024-3026 [cit. 2022-08-03]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/classicessays.00025.2005

MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada, 2008. Psyché (Grada). ISBN 978-80-247-1521-6.

MOSIER, Eric M., Andrew C. FRY a Michael T. LANE. Kinetic Contributions of The Upper Limbs During Counter-Movement Vertical Jumps With and Without Arm Swing. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2019, **33**(8), 2066-2073 [cit. 2023-04-12]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000002275

MORTON, Alan R. Exercise Physiology. In: *Pediatric Respiratory Medicine* [online]. Elsevier, 2008, 2008, s. 89-99 [cit. 2023-01-30]. ISBN 9780323040488. Dostupné z: doi:10.1016/B978-032304048-8.50012-8

MYERS, Thomas W. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists*. 2nd ed. New York: Elsevier, 2009. ISBN 978-0-443-10283-7.

NETO, Walter K., Enrico G. SOARES a Thais L. VIEIRA. Gluteus Maximus Activation during Common Strength and Hypertrophy Exercises: A Systematic Review. *Journal of Sports Science and Medicine* [online]. 2020, **19**(1), 195-203 [cit. 2023-01-30]. PMID: 32132843. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32132843/>

NEUFER, Darrell P. The Bioenergetics of Exercise. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine* [online]. 2018, **8**(5) [cit. 2023-03-08]. ISSN 2157-1422. Dostupné z: doi:10.1101/cshperspect.a029678

PAOLETTI, Serge. *Fascie: anatomie, dysfunkce, léčení = The fasciae : anatomy, dysfunction and treatment*. Ilustroval Peter SOMMERFELD. Olomouc: Poznání, 2009. ISBN 978-80-86606-91-0.

REBELO, André, João R. PEREIRA, Diogo V. MARTINHO, João P. DUARTE, Manuel J. COELHO-E-SILVA a João VALENTE-DOS-SANTOS. How to Improve the Reactive Strength Index among Male Athletes? A Systematic Review with Meta-Analysis. *Healthcare* [online]. 2022, **10**(4) [cit. 2023-01-30]. ISSN 2227-9032. Dostupné z: doi:10.3390/healthcare10040593

RESCHECHTKO, Sasha a Andrew J. PRUSZYNSKI. Stretch reflexes. *Current Biology* [online]. 2020, **30**(18), R1025-R1030 [cit. 2022-09-08]. ISSN 09609822. Dostupné z: doi:10.1016/j.cub.2020.07.092

ROKYTA, Richard. *Fyziologie*. Třetí, přepracované vydání (první vydání v nakladatelství Galén). Praha: Galén, [2016]. ISBN 978-80-7492-238-1.

SARGEANT, Anthony J. Effect of muscle temperature on leg extension force and short-term power output in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* [online]. 1987, **56**(6), 693-698 [cit. 2023-01-30]. ISSN 0301-5548. Dostupné z: doi:10.1007/BF00424812

SHAFARMAN, Steven. *Vědomí léčí: Feldenkraisova metoda dynamického zdraví*. Hodkovičky: Pragma, [2001]. ISBN 80-7205-864-9.

SHEN, Peixin, Dewei MAO, Cui ZHANG, Wei SUN a Qipeng SONG. Effects of running biomechanics on the occurrence of iliotibial band syndrome in male runners during an eight-week running programme—a prospective study. *Sports Biomechanics* [online]. 2021, **20**(5), 560-570 [cit. 2023-04-18]. ISSN 1476-3141. Dostupné z: doi:10.1080/14763141.2019.1584235

SHUMWAY-COOK, Anne a Marjorie H. WOOLLACOTT. *Motor control: translating research into clinical practice*. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, c2012. ISBN 978-1-60831-018-0.

SCHMIDT, Richard A. a Timothy D. LEE. *Motorické učení a výkon: od principů k aplikaci*. Páté vydání. Přeložil Michal BARDA. Praha: Mladá fronta, 2019. Edice Českého olympijského výboru. ISBN 978-80-204-4716-6.

STEPHENS, Jaclyn A. a Tim P. USHERWOOD. The mechanical properties of human motor units with special reference to their fatigability and recruitment threshold. *Brain Research* [online]. 1977, **125**(1), 91-97 [cit. 2022-08-03]. ISSN 00068993. Dostupné z: doi:10.1016/0006-8993(77)90361-4

SU, Hsuan, Nai-Jen CHANG, Wen-Lan WU, Lan-Yuen GUO a I-Hua CHU. 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* [online]. 2017, **26**(6), 469-477 [cit. 2023-03-29]. ISSN 1056-6716. Dostupné z: doi:10.1123/jsr.2016-0102

TSAI, Wei-Chi a Zong-Rong CHEN. The Acute Effect of Foam Rolling and Vibration Foam Rolling on Drop Jump Performance. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 2021, **18**(7) [cit. 2023-04-17]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph18073489

VOJTA, Václav a Annegret PETERS. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-2710-3.

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

VYCHODILOVÁ, Renáta, Lada ANDROVÁ a Hana VRTĚLOVÁ. Rollfit, aneb, rolujeme a cvičíme s pěnovými válci. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-5673-8.

WIEWELHOVE, Thimo, Alexander DÖWELING, Christoph SCHNEIDER, Laura HOTTENROTT, Tim MEYER, Michael KELLMANN, Mark PFEIFFER a Alexander FERRAUTI. A Meta-Analysis of the Effects of *Foam rolling* on Performance and Recovery. *Frontiers in Physiology* [online]. 2019, **10** [cit. 2022-08-08]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2019.00376

WILKE, Jan, Frieder KRAUSE, Lutz VOGT a Winfried BANZER. What Is Evidence-Based About Myofascial Chains: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2016, **97**(3), 454-461 [cit. 2022-08-24]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2015.07.023

ZAHRADNÍK, David a Pavel KORVAS. *Základy sportovního tréninku* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2012 [cit. 2023-01-30]. ISBN 978-80-210-5892-7. Dostupné z: <https://www.fsps.muni.cz/emuni/data/reader/book-5/09.html>

ZHANG, Qingshan, Robin TRAMA, Alexandre FOURÉ a Christophe A. HAUTIER. The Immediate Effects of Self-Myofascial Release on Flexibility, Jump Performance and Dynamic Balance Ability. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2020, **75**(1), 139-148 [cit. 2022-08-30]. ISSN 1899-7562. Dostupné z: doi:10.2478/hukin-2020-0043

Seznam obrázků

Obrázek 1 – Foam roller (https://www.blackroll.cz/blackroll-mini/ , 2022).....	16
Obrázek 2 – Celotělové linie dle Myerse (Hák, 2016)	18
Obrázek 3 – Gordonova křivka (Kittnar, 2020).....	21
Obrázek 4 – Popis kosterního svalu: A – sval, B – snopec, C – vlákno, D – myofibrila (Merkunová, 2008)	22
Obrázek 5 – Vztah mezi náborovým prahem a silou záškubu svalu (Stephens, 1977) ..	24
Obrázek 6 – Princip časové sumace (Kittnar, 2020)	25
Obrázek 7 – Hillův model svalu (Beneš, 2015).....	26
Obrázek 8 – Grafické znázornění výzkumného protokolu (vlastní tvorba, 2023).....	37
Obrázek 9 – Měření úhlu sklonu trupu (vlastní tvorba, 2023).....	38

Seznam tabulek

Tabulka 1 – Rozdělení pravděpodobností dle Hopkinse, (http://sportsci.org/)	39
Tabulka 2 – Hodnoty úhlů sklonu trupu vůči vertikále [°], (\pm směrodatná odchylka)	41
Tabulka 3 – Pravděpodobnostní porovnání efektů terapie na výsledky měření úhlů sklonu trupu vůči vertikále s různým váhovým poměrem post-testů vůči pre-testům.....	41
Tabulka 4 – Hodnoty doby kontaktů na zemi [s], (\pm směrodatná odchylka).....	43
Tabulka 5 – Pravděpodobnostní porovnání efektů terapie na výsledky měření doby kontaktu na zemi s různým váhovým poměrem post-testů vůči pre-testům.....	43
Tabulka 6 – Hodnoty výšek výskoků [cm], (\pm směrodatná odchylka).....	45
Tabulka 7 – Pravděpodobnostní porovnání efektů terapie na výsledky měření výšky výskoku s různým váhovým poměrem post-testů vůči pre-testům.....	45

Seznam grafů

Graf 1 – Porovnání kontrolního (modrá) a intervenčního (červená) měření – s mediánovým označením v "krabicové části", 1. a 3. kvartil značí začátek a konec sloupce; případně vyskytlé odlehlé hodnoty jsou značeny body s identifikací; úhel sklonu trupu měřen v [°]	40
Graf 2 – Porovnání kontrolního (modrá) a intervenčního (červená) měření – s mediánovým označením v "krabicové části"; 1. a 3. kvartil značí začátek a konec sloupce; případně vyskytlé odlehlé hodnoty jsou značeny body s identifikací; doba kontaktu na zemi měřena v [s]	42
Graf 3 – Porovnání kontrolního (modrá) a intervenčního (červená) měření – s mediánovým označením v "krabicové části"; 1. a 3. kvartil značí začátek a konec sloupce; případně vyskytlé odlehlé hodnoty jsou značeny body s identifikací; výška výskoku měřena v [cm]	44

Seznam příloh

Příloha č. 1: Vyjádření etické komise

Příloha č. 2: Znění informovaného souhlasu

Příloha č. 3: Obrázky posterior chain

Příloha č. 4: Tabulka úhlů sklonu trupu vůči vertikální ose

Příloha č. 5: Tabulka změn výšky těžišť

Příloha č. 6: Tabulka doby kontaktu na zemi

Příloha č. 7: Názorné rollování m. triceps surae

Příloha č. 8: Názorné rollování mm. hamstrings

Příloha č. 9: Názorné rollování m. gluteus maximus

Příloha č. 10: Názorné rollování m. gluteus maximus

Příloha č. 1: Vyjádření etické komise

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

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Okamžitý vliv facilitace posterior chain pomocí foam rollingu na reaktivně silový výkon

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: říjen 2022 – listopad 2022

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Předkladatel: Bc. Petra Harasimová, UK FTVS katedra fyzioterapie

Hlavní řešitel: Bc. Petra Harasimová, UK FTVS katedra fyzioterapie

Místo výzkumu (pracoviště): TC_F (Velká tělocvična) FTVS UK, Josef Martího 269/31, Praha 6

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Vladimír Hojka, Ph.D., UK FTVS katedra atletiky

Popis projektu: Experiment ozřejmující okamžitý facilitační efekt foam rollingu posterior chain na reaktivně silový výkon, který bude představovat vícenásobný skok snožný přes překážky. Před samotným měřením bude probíhat rozcvičení a také zkušební přeskoky přes překážky, a to jednou přes nízké překážky a podruhé přes vyšší překážky tak, aby si proband nejprve cvičení vyzkoušel a následně se dala nastavit vyhovující výška jak pro experiment, tak pro probandy. Foam rolling bude probíhat na zemi. Měření proběhne pomocí přístroje Optojump (Microgate, Bolzano, Italy), díky kterému budu sbírat data o výšce výskoku a době kontaktu nohou se zemí během skoků přes jednotlivé překážky, dále budu používat monitorování přeskoků s cílem ozřejmiti náklonu trupu vůči svislé ose.

Charakteristika účastníků výzkumu: Pro experiment bude vybráno cca. 20 žen, ve věkovém rozmezí 18-30 let, se zkušeností se skoky přes překážky a při pravidelném tréninku – min. 4x týdně po dobu min. 1,5 hodiny, s cílením především na skokanky a sprinterky, a které mají platnou zdravotní prohlídku bez omezení způsobilosti k vybraným sportovním aktivitám. Budou vybrány takové, které mají problém s udržením svislé polohy trupu při skocích či běhu. Probandy bude vybírat hlavní řešitelka ve spolupráci s vedoucím práce. Žádný z probandů v průběhu testování nebude trpět zdravotními komplikacemi, které by jej omezovaly ve výkonu.

Do projektu nemůže být zařazen proband, který bude mít zranění, akutní (zejména infekční) onemocnění nebo proband s jakýmkoliv onemocněním či omezením pohybového aparátu ani s kardiovaskulárním onemocněním či v úrazu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

Probandi budou vybíráni především z řad studentek FTVS, které splňují výše uvedené podmínky. Budou osločovány na základě problému s udržením svislé polohy trupu při běhu či skoku. Dále dle potřeby budou pozvány do výzkumu atletky z různých sportovních klubů, které budu zvat osobně, taktéž na základě problému s udržením svislé polohy trupu při běhu či skoku.

Zajištění bezpečnosti: Možné riziko svalového poranění – bude minimalizované dostatečným rozcvičením i možností vyzkoušení si přeskočení přes překážky před samotným měřením. Možné riziko zakopnutí o překážku a následného pádu – bude minimalizované lehkostí konstrukce překážky a možností shoení horizontální části překážky. Experiment bude probíhat v hale na umělém a rovném povrchu, dále při měření bude vyžadována pevná obuv. Jedná se o neinvazivní metodu. Budou zajištěny adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Rizika spojená s testováním nepřesáhnou rizika očekávaná u běžného tréninku a cvičení, které jsou testování zvyklí vykonávat pravidelně v rámci tréninku. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem za přítomnosti Bc. Petry Harasimové a Mgr. Vladimíra Hojky Ph.D.

Etické aspekty výzkumu: Probandi nebudou vybíráni z vulnerabilních skupin.

Potenciální střet zájmů: Výzkumník ani žádný z probandů nebude mít soukromý zájem na výsledcích výzkumu. Neexistuje žádná skutečnost, co se výzkumníka týče, která by mohla ovlivnit objektivitu experimentu. Výzkum není prováděn pro žádnou instituci či organizaci. Nejsem v pracovním právním (ani rodinném) vztahu k žádnému účastníkovi výzkumu. Nemám soukromý zájem na výsledku výzkumu a ani výzkum nevede k osobnímu prospěchu. Vedoucí práce bude dohlížet nad korektností a nestranností posuzování výsledků výzkumu mou osobou. Neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ohrozit integritu a důvěryhodnost výzkumu

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů.

Přebíraná data: data získaná výše uvedenými metodami - která budou bezpečně uchována na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel. Proband bude označen písmeny dle abecedy – tzn. proband č.1 = A, proband č.2 = B, atd.

Uvčdomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby - budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Požizování videí účastníků: V rámci výzkumu bude pořizován videozáznam. K videozáznamům budu mít přístup já a vedoucí práce. Neanonymizované videozáznamy budou po ukončení výzkumu smazány a před smazáním budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčené místnosti a budou bezprostředně po ukončení výzkumu smazány. Videozáznam nebude nikdy publikován. Při pořizování videí budu dbát na to, aby na videa nebyly natáčeny osoby, které nejsou součástí výzkumu.

Požizování fotografií/videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné fotografie ani audionahrávky.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu (IS): příložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně. Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 25. 9. 2022

Podpis předkladatele:

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

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

Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

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

dne: 10/2022
14.10.2022

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

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

- 20 -

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2: Znění informovaného souhlasu

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

INFORMOVANÝ SOUHLAS k žádosti 100/2022

Vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci diplomové práce s názvem Okamžitý vliv facilitace posterior chain pomocí foam rollingu na reaktivně silový výkon prováděné ve Velké tělocvičně (TC_F) na Fakultě tělesné výchovy a sportu, José Martího 269/31, v Praze.

Měření bude probíhat od října 2022 do listopadu roku 2022.

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Cílem výzkumného projektu je ozřejmění okamžitého facilitačního efektu foam rollingu posterior chain na reaktivně silový výkon, který bude představovat vícenásobný skok snožný přes překážky. Způsob zásahu tedy bude neinvazivní.

Před samotným měřením bude probíhat zahřátí po dobu 2 minut a následně Vaše rozcvičení po dobu 5 minut. Dále se rozcvičíte na překážkách, tedy rozeskákání s následným zvýšením překážek. Poté bude následovat samotné měření. Měřit se budou dva pokusy (resp. 2x 6 překážek s minutovou pauzou mezi jednotlivými pokusy), budou následovat 4 minuty pauzy / 3,5 minuty facilitace pomocí foam rollingu, poté opět proběhne měření dvou pokusů (resp. 2x 6 překážek s minutovou pauzou mezi jednotlivými pokusy). V průběhu pauzy Vás poprosím o setrvání v klidném sedu. Měření proběhne v předem domluvený den a čas pouze jednou, celková doba měření i se samotným rozcvičením bude trvat 20 až 25 minut.

Rizika výzkumného projektu jsou především svalová zranění, která budou minimalizována dostatečným zahřátím svalů a rozcvičením. Dále je možné riziko pádu při přeskočení přes překážky, které bude minimalizováno pohyblivostí horizontální části překážky tak, že pokud by došlo ke kontaktu s překážkou, její horizontální část se posune či spadne. Samotná facilitace pomocí foam rollingu by měla být nebolestivá, může se však stát, že budete cítit tlak či mírnou bolest v dané svalové partii, pokud se zde nachází změněné napětí ve svalu, či trigger pointy, neboli spouštěvé body. Budou zajištěny adekvátní podmínky prostředí. Rizika spojená s testováním nepřesáhnou rizika očekávaná u běžného tréninku a cvičení, které jsou testování zvyklí vykonávat pravidelně v rámci tréninku. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem za přítomnosti Bc. Petry Harasimové a Mgr. Vladimíra Hojky.

Do projektu nemůžete být zařazeni, pokud budete mít zranění, akutní (zejména infekční) onemocnění nebo jakékoli onemocnění či omezení pohybového aparátu ani máte-li kardiovaskulární onemocnění či úraz či budete-li v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

Přínosem pro Vás bude možnost zlepšení sportovního výkonu na základě pravidelné facilitace posterior chain a také jeho ovlivněním můžete srovnat určité svalové dysbalance ve Vašem těle.

Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocena.

S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit v diplomové práci v studentském informačním systému (SIS), nebo na e-mail adrese: pharasimova@seznam.cz

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Přebíraná data: data získaná výše uvedenými metodami – která budou bezpečně uchována na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel. Budete označena písmenem dle abecedy – tzn. proband č. 1 = A, proband č. 2 = B, atd.

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

Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby - budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována.

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Pořizování videí účastníků: V rámci výzkumu bude pořizován videozáznam. K videozáznamům budu mít přístup já a vedoucí práce. Neanonymizované videozáznamy budou po ukončení výzkumu smazány a před smazáním budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčené místnosti a budou bezprostředně po ukončení výzkumu smazány. Videozáznam nebude nikdy publikován.

Při pořizování videí budu dbát na to, aby na videa nebyly natáčeny osoby, které nejsou součástí výzkumu.

Pořizování fotografií/videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné fotografie ani audionahrávky.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Petra Harasimová

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Petra Harasimová Podpis:.....

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

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka Podpis:

Příloha č. 3: Obrázky SBL – zadní povrchové linie (Myers, 2009)

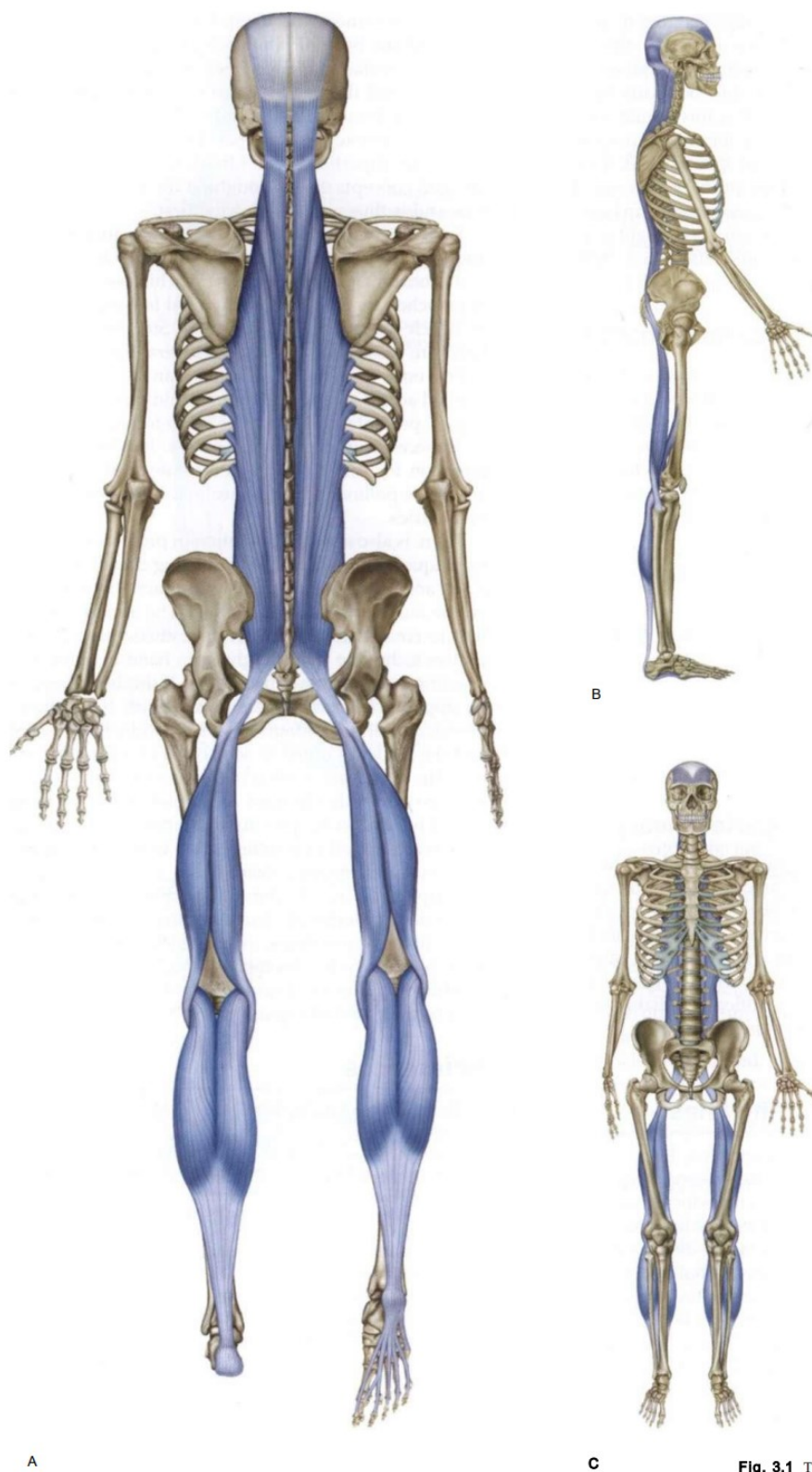


Fig. 3.1 The Superficial Back Line.

Příloha č. 4: Hodnoty jednotlivých úhlů sklonu trupu vůči vertikální ose

proband	stav	překážka	pre-1	pre-2	post-1	post-2	post-3
A	intervence	1	40,7	40,6	44,2	43,8	43,5
A	intervence	2	45	35,4	45,4	41,4	39,5
A	intervence	3	51,6	34,5	42,5	38,8	44,3
A	intervence	4	46,4	35	42,4	34,2	37,8
A	intervence	5	35,8	25,1	42,8	36,7	36,5
A	kontrola	1	47	46,7	45	49,5	41,2
A	kontrola	2	47,5	38,9	41,6	57,2	41,5
A	kontrola	3	30	33,9	44,6	40,6	38,4
A	kontrola	4	32,8	36,7	43,6	37,8	39,8
A	kontrola	5	24,8	32,8	52,2	31,6	27,4
B	intervence	1	34,6	30,4	37,2	42,2	38,4
B	intervence	2	33,7	39,9	38,2	35,9	29,8
B	intervence	3	30,1	33,4	35,4	36,7	33,4
B	intervence	4	33,4	37,8	35,6	42,8	28,7
B	intervence	5	41,5	39,6	34	53	36,5
B	kontrola	1	33,7	29,1	35,4	42,1	38,1
B	kontrola	2	35	32,1	30,3	39,4	37,6
B	kontrola	3	42,8	42,4	31,7	33,7	32,8
B	kontrola	4	40,7	38	41,8	36	33,7
B	kontrola	5	38,9	57,7	37,2	31,1	25,2
C	intervence	1	24	38,8	31,8	34,1	31,6
C	intervence	2	27,1	29,2	28,9	24,4	24,4
C	intervence	3	17,4	22,3	23,3	22,8	27,9
C	intervence	4	28,4	28,7	19,9	24,5	20,4
C	intervence	5	26,8	24,4	20,1	16,6	31,2
C	kontrola	1	37,8	40	36,1	44,6	38,8
C	kontrola	2	41,8	46,1	35,9	56,2	37,3
C	kontrola	3	38,1	38,7	32,2	41,7	34,1
C	kontrola	4	38,6	30,7	31,4	36	34,4
C	kontrola	5	50,8	30,7	37,9	34,5	40,5
D	intervence	1	41,3	40	37,4	40,5	43,1
D	intervence	2	43,8	42,1	36,5	42,1	36,4
D	intervence	3	41,4	35,1	31,8	35,5	37,9
D	intervence	4	38	39,3	39,1	29,4	35,7
D	intervence	5	31,3	29,6	23,5	23,1	30,7
D	kontrola	1	38,6	42,2	43,3	45	40,9
D	kontrola	2	44,2	42,2	37,2	38,6	35,8
D	kontrola	3	36,2	44,6	38,7	43	41,2
D	kontrola	4	33,7	39,1	34	41	34,7
D	kontrola	5	31,5	24,9	27,1	33,7	34,5

E	intervence	1	38,5	35,5	34,8	36	33,8
E	intervence	2	35,3	38,5	42,6	34,5	39,3
E	intervence	3	25,1	32,6	39,5	31	42,8
E	intervence	4	32,8	25,8	29,7	42,5	51,5
E	intervence	5	37	37,6	34,2	46,4	57,1
E	kontrola	1	35,3	31,5	33,4	32,7	36,8
E	kontrola	2	32,9	36,4	42,4	37,6	40
E	kontrola	3	30,8	35,4	34,2	27,1	38,6
E	kontrola	4	27,8	33,4	39	33,5	40,7
E	kontrola	5	33,5	40,5	36,9	43,2	33,9
F	intervence	1	31,7	33,5	35	36,7	43,2
F	intervence	2	37,3	29,6	41,1	48	45
F	intervence	3	27,5	35,4	47,6	37,3	41,4
F	intervence	4	38,2	25,2	29,5	35,9	41,6
F	intervence	5	26,2	31,1	31,4	33,1	31,5
F	kontrola	1	33,7	33,5	35,8	28,3	35,9
F	kontrola	2	35,9	39,9	32,5	40,5	34,4
F	kontrola	3	34,2	48,6	30,9	39,2	41,9
F	kontrola	4	42,7	46,4	33,4	43,7	44,1
F	kontrola	5	41,1	57,8	64,4	49,3	42,7
G	intervence	1	37,6	35,9	34,5	39,7	41,8
G	intervence	2	41,2	36,5	24,5	33,5	34,7
G	intervence	3	28,8	33,5	24,4	31,5	28,3
G	intervence	4	31	33,2	32,3	38,4	28,9
G	intervence	5	22	23,1	17,7	22,6	25,5
G	kontrola	1	41,6	32,9	38,8	37,5	41,9
G	kontrola	2	39	35,8	36,9	32,7	33,5
G	kontrola	3	30,3	32,1	30,5	31,2	34,7
G	kontrola	4	35,8	37	32,7	25,8	32,5
G	kontrola	5	32,1	37,7	30,7	21,8	36,2
H	intervence	1	32,7	34,2	32,9	42,5	40,7
H	intervence	2	27,9	36,1	33,5	32,4	35,4
H	intervence	3	34,8	28,7	20,5	22,2	26,6
H	intervence	4	19,9	14,2	28,8	24,3	26
H	intervence	5	28	26	30,3	34,9	28,2
H	kontrola	1	42,1	33,1	40,3	41,2	39,8
H	kontrola	2	44,2	18,4	32,5	37,5	35,8
H	kontrola	3	38,1	21,7	27,7	23,8	29,9
H	kontrola	4	34	18,6	23,2	41,5	26,6
H	kontrola	5	29,6	27,3	30,9	46,3	36,6

I	intervence	1	41,2	42,1	34	39,4	38,8
I	intervence	2	45	50,4	36,4	37	39,9
I	intervence	3	51	39,2	32,7	36,9	45,6
I	intervence	4	37,3	41,5	28,2	36,9	37,1
I	intervence	5	47,3	30,1	22,5	21,6	19,4
I	kontrola	1	34,5	41,6	35,2	43,3	42,1
I	kontrola	2	41,8	48,4	38,5	44,1	44,6
I	kontrola	3	42,9	44,1	39,2	42,8	42,9
I	kontrola	4	45	43,2	37,8	42,8	36,5
I	kontrola	5	42,8	48,8	40,8	33,9	40,7
J	intervence	1	37,2	36,9	39,9	34,7	32,2
J	intervence	2	32,2	40,7	35,9	29	31,4
J	intervence	3	33,2	42,7	39,8	33,7	34,7
J	intervence	4	34,4	37,4	42	25,8	29,3
J	intervence	5	32,2	47,5	42,7	25,5	40,1
J	kontrola	1	39,8	44,1	42,4	40,7	44,4
J	kontrola	2	42,8	37,7	43,7	38,8	43,5
J	kontrola	3	47,1	44,1	44,1	45	45
J	kontrola	4	44,2	52,5	39,9	49,9	49,3
J	kontrola	5	41,2	53,9	40,9	52,3	53,5
K	intervence	1	35,5	34,5	34	39,1	30,3
K	intervence	2	39,6	40,1	35,2	39,5	28
K	intervence	3	52,4	36,7	40,9	33,3	27,7
K	intervence	4	55,9	32,3	52,7	36,6	29,2
K	intervence	5	72,1	30,2	42,9	28,4	35,3
K	kontrola	1	38	37,1	36,1	41,6	36,3
K	kontrola	2	34	32,1	34	33,7	35,2
K	kontrola	3	35,8	32,3	42,2	37,8	34,1
K	kontrola	4	37,5	24,8	45,5	36	35
K	kontrola	5	40,3	37,3	47,4	38,7	40,4
L	intervence	1	15,6	24,2	25,6	23	29,8
L	intervence	2	20,3	21,3	24,6	17,1	27,6
L	intervence	3	15,6	17,4	24,1	22,7	19,1
L	intervence	4	20,6	17,9	26,6	21,9	19,4
L	intervence	5	12,9	15,8	17,3	32,5	31,1
L	kontrola	1	25,3	24,1	24,1	24,1	29,7
L	kontrola	2	28,8	21,4	27,1	25,3	26,8
L	kontrola	3	26,3	20,5	31,3	24,9	24,9
L	kontrola	4	29,6	20	32,2	24,8	17,7
L	kontrola	5	26,8	13,9	29,7	26,8	20

M	intervence	1	34,8	31,9	32,4	32,1	30
M	intervence	2	31,7	39,4	39,4	37,2	37,9
M	intervence	3	37,1	43,7	42,8	45	26,3
M	intervence	4	23,9	34,2	33,7	40,9	29,7
M	intervence	5	34,6	22,4	22,4	26,9	38,1
M	kontrola	1	40,1	39,9	37	41,8	39,9
M	kontrola	2	35,1	38,1	43,1	39,3	43,1
M	kontrola	3	32	41,3	32,3	39	29,6
M	kontrola	4	23,8	32,9	34	29,7	23,7
M	kontrola	5	37,9	38,7	23,3	23,3	27,1
N	intervence	1	37,4	34,9	36,8	34,5	33,4
N	intervence	2	36,9	31,3	30,8	34,8	31,2
N	intervence	3	26,3	30,7	32,8	32,9	28,8
N	intervence	4	34,9	22,1	23,4	27,6	27,4
N	intervence	5	23,7	26,8	21,3	21	26,3
N	kontrola	1	41,5	38	43	43	40,2
N	kontrola	2	36,5	36,3	39,8	40,5	35,3
N	kontrola	3	31,1	34,8	33,4	31,7	35,5
N	kontrola	4	32,9	32,1	33,5	31,9	34,2
N	kontrola	5	31,9	27,4	28,9	31,7	28,5
O	intervence	1	40,2	42,3	48,5	44,2	42,2
O	intervence	2	47,6	39,4	46,7	40,5	38,1
O	intervence	3	59,7	45	39,8	35,3	40,3
O	intervence	4	54,3	51,2	39,2	36,8	36,5
O	intervence	5	59,3	58	43,3	33,2	42,7
O	kontrola	1	40,6	42,6	43,4	36,4	36,3
O	kontrola	2	42,6	43,8	39,4	36	32,8
O	kontrola	3	40,7	50,6	36,6	39,2	29,7
O	kontrola	4	33,5	47	37	35,9	34,2
O	kontrola	5	36,4	46,2	40,9	39,3	37,2

Příloha č. 5: Hodnoty jednotlivých změn výšky těžišť

proband	condition	překážka	pre-1	pre-2	post-1	post-2	post-3
A	intervence	1	24	27,1	26,1	28,1	26,7
A	intervence	2	27,4	25,8	25,8	25,7	26,7
A	intervence	3	25,6	24,7	25,6	24,8	26,8
A	intervence	4	25,2	26,2	25,6	26,8	26,5
A	intervence	5	28,3	26,4	24,9	24,1	27,3
A	kontrola	1	27,2	27,2	30	28,1	25,3
A	kontrola	2	25,6	27,1	27,8	26,7	28,2
A	kontrola	3	25,9	26,4	26,6	25,4	25,5
A	kontrola	4	25,5	25,9	25,3	26,1	27,5
A	kontrola	5	27,1	26,2	27,1	25,7	23,8
B	intervence	1	20,8	22,8	22,6	21,6	20,3
B	intervence	2	23,2	22,6	21,6	24,5	23,4
B	intervence	3	22,7	24,5	24,5	22	20,7
B	intervence	4	23,2	23,8	24,5	21,8	24,1
B	intervence	5	24,6	25,8	23,8	25,3	22,8
B	kontrola	1	23,7	20,7	21,7	22,8	23,2
B	kontrola	2	20,4	24,7	22,2	21,1	23
B	kontrola	3	25,6	22,4	24,2	22,6	23,4
B	kontrola	4	25,2	27,4	22,7	23,3	22,1
B	kontrola	5	21,8	23,4	23,5	23,2	21,8
C	intervence	1	29,7	25,3	25,9	26,2	25
C	intervence	2	28,8	28	26,1	24,6	25,9
C	intervence	3	28,4	25,5	26,5	24,2	23,2
C	intervence	4	27,5	23,2	26,5	24,4	27,8
C	intervence	5	27,7	27,9	28,2	25,6	25,7
C	kontrola	1	27,9	26,6	25,5	27,1	25,1
C	kontrola	2	25,5	26,7	22,7	27,3	23,4
C	kontrola	3	25,8	24,5	24,3	23,2	24,9
C	kontrola	4	21,4	27	24,1	25,9	22,3
C	kontrola	5	24,5	28,1	26,1	26,8	23,7
D	intervence	1	30,9	29,1	27,8	29,6	28,8
D	intervence	2	27,4	29,4	27,7	26,4	28,2
D	intervence	3	29,7	26,8	28,4	27,7	29,9
D	intervence	4	29,2	29,2	29	29,2	28,7
D	intervence	5	29,7	27,1	29,7	29,7	29,6
D	kontrola	1	30,8	30,4	30,8	30,5	30,6
D	kontrola	2	30,3	27,8	24,9	27,9	27,7
D	kontrola	3	25,5	27,5	29,2	26,7	29,6
D	kontrola	4	27,2	26,6	26,6	28,2	28,7
D	kontrola	5	23,2	29,7	30,5	29,6	31,8

E	intervence	1	24,3	22	21,1	22,4	22,8
E	intervence	2	20,3	23,8	24,3	21,3	22,9
E	intervence	3	20,6	20,4	20,1	23	21,6
E	intervence	4	21,7	20,5	21,5	19,7	23
E	intervence	5	20,6	23,3	21,9	15,4	19,1
E	kontrola	1	23,8	22,5	22,7	20,7	24,3
E	kontrola	2	23,2	22,7	23,7	23,5	26,5
E	kontrola	3	23,3	23,6	19,8	19,9	23,2
E	kontrola	4	21,3	22,9	21,2	21,9	22,5
E	kontrola	5	22,1	23,8	21,5	23,1	19,2
F	intervence	1	28,6	26,5	27,4	26,6	28,6
F	intervence	2	29,2	27,7	27,4	29,1	27,8
F	intervence	3	28,8	29,7	26,3	25,6	28,1
F	intervence	4	38,2	26,4	27	28,1	26,7
F	intervence	5	30,4	32,4	28,7	28,1	28,4
F	kontrola	1	33,3	30,9	30,9	30	30,5
F	kontrola	2	33,3	29,9	29,9	27,9	28,2
F	kontrola	3	32	31,3	31,3	28,5	30
F	kontrola	4	32,1	30,3	30,3	32,4	28,6
F	kontrola	5	31,5	30,3	30,3	32,1	27,7
G	intervence	1	24,5	25,5	25	26,6	25
G	intervence	2	22,8	25,3	21,8	25,2	21,8
G	intervence	3	22,7	24,9	22,8	21,6	23
G	intervence	4	25,6	24,9	23,3	23,7	22,7
G	intervence	5	22	22,1	22,2	21,9	21,4
G	kontrola	1	27,3	25,5	24,6	23,7	23,3
G	kontrola	2	24,4	24,1	22,8	22,1	17,6
G	kontrola	3	22,8	24,3	23,6	23,7	20,8
G	kontrola	4	23,8	25,7	23,7	22,4	22,7
G	kontrola	5	24,1	24,4	23,9	21,8	21,1
H	intervence	1	25,3	24,9	24,8	21,2	24,5
H	intervence	2	27,5	25,6	24,3	24,4	23,5
H	intervence	3	23,4	21,7	21,2	18,9	22,4
H	intervence	4	22,7	24,4	23,9	23,3	21,4
H	intervence	5	23,5	25,2	27,3	25,5	22,2
H	kontrola	1	24,9	23,6	24,7	22,5	21,1
H	kontrola	2	24,7	21,4	24,4	24,5	20,7
H	kontrola	3	25,9	25,4	23,6	24,2	20,9
H	kontrola	4	27,8	24,2	23,9	25,5	21,2
H	kontrola	5	26,2	25,4	23,9	24,3	22,4

I	intervence	1	30,2	31	28,6	31,1	29,4
I	intervence	2	31,8	32,5	28,2	31,9	30,2
I	intervence	3	30,6	30	27,4	29	29,9
I	intervence	4	25,4	28,8	28,2	28,7	28,4
I	intervence	5	30,3	28,7	28,5	27,5	28,5
I	kontrola	1	30,5	29,4	30,2	29	30,3
I	kontrola	2	28,7	28,2	29,2	29,9	30,6
I	kontrola	3	22,5	31,1	28,6	28,8	28
I	kontrola	4	24,2	26,3	28,7	28,6	27,8
I	kontrola	5	29	29,6	28,7	28,6	29,1
J	intervence	1	29,2	27	27,2	27	27,4
J	intervence	2	21,7	26,2	25,3	26,7	28,5
J	intervence	3	27,4	24,5	21,2	26,6	27,2
J	intervence	4	26,6	23,9	22,8	26,6	25,7
J	intervence	5	24,7	24,4	21,8	23,8	26,4
J	kontrola	1	29,6	29	28	25	27,2
J	kontrola	2	27,3	29,7	11,9	27,7	26,7
J	kontrola	3	28,1	28,1	24,4	27,4	27,2
J	kontrola	4	23,6	26,4	26,1	25,5	25,2
J	kontrola	5	25,4	25,5	24,7	24,7	21
K	intervence	1	29,3	30,2	28	30,4	29,8
K	intervence	2	29,6	29,7	29,3	27,9	28,4
K	intervence	3	28,2	28,7	27,3	28,8	29,6
K	intervence	4	27,4	28,2	29,7	28,4	29,3
K	intervence	5	15,5	28,7	26,5	27,9	29,2
K	kontrola	1	29,9	31,5	29,7	30,5	29,9
K	kontrola	2	27	27,9	29,9	31,6	31,1
K	kontrola	3	29,3	29,9	28,4	31,4	29,4
K	kontrola	4	27,1	25,8	27,4	30,3	29,6
K	kontrola	5	27,3	27,4	27,4	30	27,5
L	intervence	1	31,1	34,2	28,2	29,2	31,5
L	intervence	2	26,6	29,7	29,3	27,5	31,5
L	intervence	3	27	26,8	29,1	30	28,6
L	intervence	4	28	28,8	28,6	30,9	31,5
L	intervence	5	27,3	28,3	26,1	25,7	35,1
L	kontrola	1	31,6	30,4	31,5	30,3	29,8
L	kontrola	2	29	29,2	29,4	29,6	26,5
L	kontrola	3	28	29,9	28,1	25,5	27,3
L	kontrola	4	29,4	26,4	27,5	27,2	27,8
L	kontrola	5	27,1	27,9	25,8	26,3	25,5

M	intervence	1	39	41,2	38,4	40,7	34,8
M	intervence	2	33,7	32,8	37,6	35,5	34,4
M	intervence	3	35,2	34,7	31	33,4	34,2
M	intervence	4	28,8	30,8	34,4	29,2	34
M	intervence	5	34	34,3	31,6	33	29,9
M	kontrola	1	32,9	38,6	39,3	39,5	34,8
M	kontrola	2	30,5	33	34,4	37,1	34,4
M	kontrola	3	32,6	32,5	37,5	36,5	34,2
M	kontrola	4	28,7	28,4	31,5	34,2	34
M	kontrola	5	28,6	28	32,3	32,3	29,9
N	intervence	1	33,3	33,5	31,6	33,5	32
N	intervence	2	28	33,8	33,8	32,5	33,8
N	intervence	3	30,4	31,6	34	32,5	36,1
N	intervence	4	32,9	33,1	30,6	33,9	34,6
N	intervence	5	30	31	31,5	31,9	37,6
N	kontrola	1	32	32,8	33,9	31,9	34,6
N	kontrola	2	33	32,8	34,3	32,6	33,9
N	kontrola	3	33,8	35,9	35	34,6	33,1
N	kontrola	4	34,7	32,1	35,3	32,9	32,9
N	kontrola	5	34,2	34,6	32,9	33,7	33
O	intervence	1	31,6	31,3	29,7	31,1	31,4
O	intervence	2	31,5	25,3	27,4	26,8	26,5
O	intervence	3	25,8	29,3	27,5	29,7	29,4
O	intervence	4	28	25,8	28,2	27,3	25,7
O	intervence	5	25,6	25	26,1	25,8	25,5
O	kontrola	1	27,5	23,8	25	25,9	25,3
O	kontrola	2	30	24,4	26,4	23,6	22,6
O	kontrola	3	23,2	25,4	24,5	24,7	24,1
O	kontrola	4	24,9	25,2	26,1	23	24,9
O	kontrola	5	21	21,8	22,9	22,2	26,6

Příloha č. 6: Hodnoty jednotlivých dob kontaktů na zemi

proband	condition	překážka	pre-1	pre-2	post-1	post-2	post-3
A	intervence	1	0,223	0,233	0,117	0,342	0,341
A	intervence	2	0,247	0,247	0,28	0,23	0,231
A	intervence	3	0,241	0,251	0,253	0,254	0,227
A	intervence	4	0,263	0,268	0,283	0,229	0,242
A	intervence	5	0,309	0,249	0,315	0,336	0,28
A	kontrola	1	0,308	0,336	0,366	0,107	0,326
A	kontrola	2	0,257	0,233	0,232	0,254	0,239
A	kontrola	3	0,243	0,293	0,309	0,241	0,219
A	kontrola	4	0,248	0,256	0,266	0,253	0,255
A	kontrola	5	0,264	0,373	0,266	0,251	0,264
B	intervence	1	0,235	0,229	0,245	0,209	0,216
B	intervence	2	0,226	0,304	0,213	0,192	0,186
B	intervence	3	0,237	0,252	0,224	0,248	0,232
B	intervence	4	0,248	0,276	0,243	0,239	0,21
B	intervence	5	0,242	0,267	0,212	0,249	0,243
B	kontrola	1	0,2	0,196	0,24	0,263	0,202
B	kontrola	2	0,227	0,227	0,212	0,219	0,217
B	kontrola	3	0,266	0,265	0,225	0,219	0,247
B	kontrola	4	0,251	0,317	0,271	0,223	0,243
B	kontrola	5	0,274	0,392	0,252	0,294	0,246
C	intervence	1	0,255	0,243	0,277	0,224	0,251
C	intervence	2	0,246	0,263	0,249	0,214	0,247
C	intervence	3	0,238	0,269	0,244	0,236	0,239
C	intervence	4	0,245	0,304	0,251	0,238	0,243
C	intervence	5	0,264	0,342	0,238	0,245	0,286
C	kontrola	1	0,263	0,233	0,258	0,254	0,25
C	kontrola	2	0,239	0,257	0,252	0,233	0,253
C	kontrola	3	0,25	0,268	0,261	0,226	0,28
C	kontrola	4	0,266	0,242	0,278	0,267	0,33
C	kontrola	5	0,318	0,25	0,281	0,279	0,33
D	intervence	1	0,219	0,194	0,244	0,215	0,18
D	intervence	2	0,197	0,206	0,204	0,18	0,232
D	intervence	3	0,192	0,182	0,208	0,185	0,188
D	intervence	4	0,182	0,219	0,258	0,19	0,208
D	intervence	5	0,204	0,168	0,207	0,207	0,268
D	kontrola	1	0,189	0,193	0,185	0,178	0,176
D	kontrola	2	0,281	0,185	0,189	0,196	0,17
D	kontrola	3	0,181	0,165	0,198	0,182	0,191
D	kontrola	4	0,212	0,175	0,184	0,182	0,196
D	kontrola	5	0,188	0,201	0,206	0,196	0,215

E	intervence	1	0,174	0,194	0,185	0,163	0,185
E	intervence	2	0,172	0,177	0,228	0,16	0,191
E	intervence	3	0,18	0,171	0,17	0,16	0,206
E	intervence	4	0,223	0,16	0,196	0,17	0,242
E	intervence	5	0,294	0,179	0,186	0,181	0,193
E	kontrola	1	0,182	0,174	0,174	0,169	0,165
E	kontrola	2	0,167	0,186	0,179	0,197	0,167
E	kontrola	3	0,157	0,179	0,173	0,159	0,188
E	kontrola	4	0,169	0,167	0,195	0,195	0,203
E	kontrola	5	0,173	0,165	0,195	0,172	0,166
F	intervence	1	0,199	0,207	0,189	0,185	0,194
F	intervence	2	0,234	0,174	0,212	0,179	0,22
F	intervence	3	0,191	0,169	0,208	0,187	0,204
F	intervence	4	0,18	0,164	0,219	0,203	0,182
F	intervence	5	0,278	0,186	0,213	0,184	0,192
F	kontrola	1	0,205	0,182	0,208	0,189	0,188
F	kontrola	2	0,206	0,215	0,196	0,192	0,194
F	kontrola	3	0,189	0,175	0,185	0,202	0,201
F	kontrola	4	0,174	0,179	0,192	0,191	0,218
F	kontrola	5	0,184	0,181	0,23	0,2	0,226
G	intervence	1	0,205	0,228	0,237	0,201	0,178
G	intervence	2	0,228	0,209	0,184	0,184	0,224
G	intervence	3	0,196	0,203	0,169	0,196	0,207
G	intervence	4	0,175	0,177	0,204	0,235	0,203
G	intervence	5	0,193	0,187	0,186	0,228	0,206
G	kontrola	1	0,219	0,238	0,201	0,224	0,188
G	kontrola	2	0,189	0,212	0,209	0,185	0,198
G	kontrola	3	0,155	0,198	0,192	0,182	0,186
G	kontrola	4	0,161	0,162	0,183	0,166	0,178
G	kontrola	5	0,195	0,167	0,194	0,173	0,187
H	intervence	1	0,188	0,199	0,23	0,234	0,239
H	intervence	2	0,198	0,199	0,199	0,179	0,203
H	intervence	3	0,261	0,206	0,202	0,17	0,198
H	intervence	4	0,236	0,187	0,232	0,176	0,203
H	intervence	5	0,236	0,194	0,216	0,186	0,188
H	kontrola	1	0,212	0,217	0,203	0,201	0,211
H	kontrola	2	0,222	0,171	0,203	0,195	0,18
H	kontrola	3	0,217	0,187	0,193	0,175	0,179
H	kontrola	4	0,2	0,176	0,176	0,194	0,184
H	kontrola	5	0,202	0,208	0,19	0,208	0,191

I	intervence	1	0,171	0,197	0,167	0,173	0,211
I	intervence	2	0,197	0,22	0,192	0,186	0,196
I	intervence	3	0,19	0,194	0,175	0,18	0,17
I	intervence	4	0,176	0,227	0,171	0,192	0,17
I	intervence	5	0,191	0,211	0,202	0,21	0,186
I	kontrola	1	0,219	0,192	0,209	0,19	0,192
I	kontrola	2	0,223	0,234	0,19	0,207	0,189
I	kontrola	3	0,279	0,187	0,189	0,179	0,188
I	kontrola	4	0,224	0,223	0,188	0,208	0,25
I	kontrola	5	0,265	0,239	0,336	0,214	0,295
J	intervence	1	0,168	0,172	0,179	0,182	0,196
J	intervence	2	0,189	0,165	0,172	0,156	0,167
J	intervence	3	0,193	0,171	0,214	0,168	0,169
J	intervence	4	0,185	0,189	0,235	0,188	0,169
J	intervence	5	0,228	0,185	0,182	0,215	0,174
J	kontrola	1	0,183	0,169	0,206	0,182	0,183
J	kontrola	2	0,196	0,203	0,35	0,192	0,188
J	kontrola	3	0,168	0,181	0,173	0,173	0,168
J	kontrola	4	0,195	0,217	0,164	0,166	0,187
J	kontrola	5	0,283	0,181	0,186	0,16	0,285
K	intervence	1	0,191	0,181	0,186	0,188	0,192
K	intervence	2	0,196	0,208	0,179	0,187	0,179
K	intervence	3	0,2	0,22	0,241	0,209	0,187
K	intervence	4	0,179	0,204	0,249	0,217	0,181
K	intervence	5	0,239	0,187	0,236	0,205	0,177
K	kontrola	1	0,194	0,197	0,205	0,183	0,19
K	kontrola	2	0,17	0,199	0,201	0,18	0,212
K	kontrola	3	0,168	0,178	0,193	0,202	0,188
K	kontrola	4	0,202	0,19	0,193	0,196	0,2
K	kontrola	5	0,198	0,178	0,204	0,215	0,22
L	intervence	1	0,18	0,223	0,194	0,197	0,171
L	intervence	2	0,169	0,18	0,174	0,181	0,165
L	intervence	3	0,179	0,161	0,169	0,167	0,158
L	intervence	4	0,17	0,169	0,162	0,158	0,152
L	intervence	5	0,166	0,167	0,153	0,147	0,153
L	kontrola	1	0,193	0,182	0,182	0,178	0,211
L	kontrola	2	0,164	0,173	0,181	0,161	0,172
L	kontrola	3	0,166	0,162	0,174	0,163	0,164
L	kontrola	4	0,16	0,153	0,16	0,167	0,161
L	kontrola	5	0,161	0,168	0,162	0,165	0,165

M	intervence	1	0,256	0,284	0,254	0,214	0,241
M	intervence	2	0,21	0,247	0,211	0,227	0,206
M	intervence	3	0,215	0,223	0,236	0,255	0,201
M	intervence	4	0,215	0,225	0,234	0,195	0,215
M	intervence	5	0,191	0,213	0,211	0,198	0,185
M	kontrola	1	0,313	0,251	0,273	0,236	0,227
M	kontrola	2	0,211	0,218	0,199	0,228	0,211
M	kontrola	3	0,197	0,205	0,209	0,194	0,193
M	kontrola	4	0,202	0,207	0,214	0,211	0,206
M	kontrola	5	0,177	0,199	0,212	0,193	0,184
N	intervence	1	0,249	0,243	0,285	0,232	0,246
N	intervence	2	0,18	0,19	0,198	0,19	0,198
N	intervence	3	0,185	0,176	0,199	0,182	0,177
N	intervence	4	0,224	0,181	0,175	0,185	0,173
N	intervence	5	0,18	0,178	0,174	0,173	0,179
N	kontrola	1	0,251	0,253	0,258	0,231	0,348
N	kontrola	2	0,194	0,188	0,184	0,18	0,237
N	kontrola	3	0,182	0,194	0,174	0,189	0,183
N	kontrola	4	0,185	0,185	0,174	0,203	0,171
N	kontrola	5	0,194	0,2	0,179	0,188	0,177
O	intervence	1	0,188	0,174	0,196	0,184	0,175
O	intervence	2	0,2	0,152	0,158	0,154	0,153
O	intervence	3	0,255	0,189	0,158	0,171	0,161
O	intervence	4	0,212	0,188	0,17	0,16	0,155
O	intervence	5	0,217	0,225	0,163	0,156	0,158
O	kontrola	1	0,165	0,217	0,169	0,168	0,219
O	kontrola	2	0,148	0,156	0,158	0,145	0,239
O	kontrola	3	0,153	0,155	0,164	0,144	0,322
O	kontrola	4	0,158	0,165	0,166	0,15	0,313
O	kontrola	5	0,158	0,154	0,157	0,148	0,367

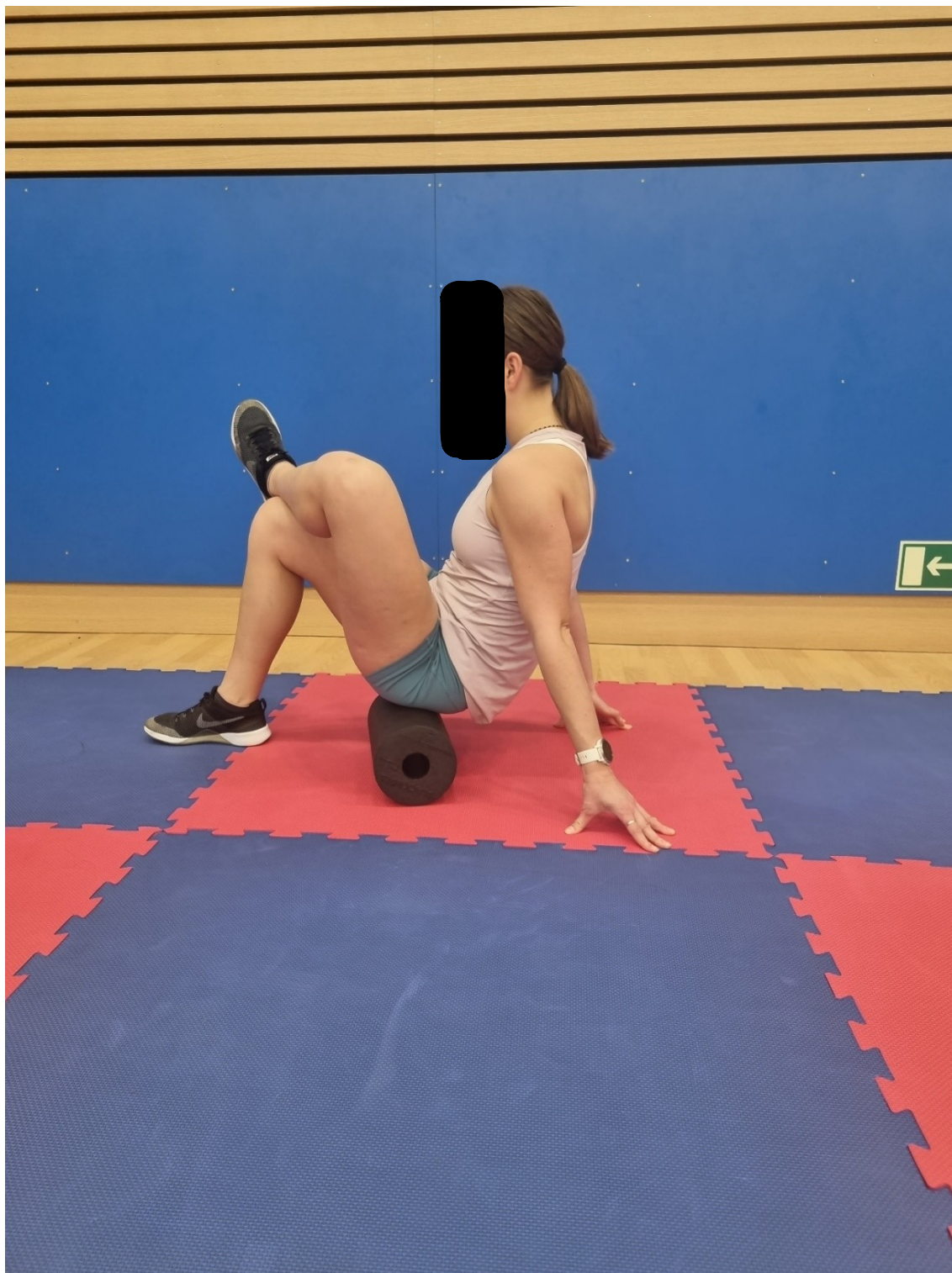
Příloha č. 7: Názorné rolování m. triceps surae



Příloha č. 8: Názorné rolování mm. hamstrings



Příloha č. 9: Názorné rolování m. gluteus maximus



Příloha č. 10: Názorné rollování m. erector trunci

