



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

Stabilizace hlezenního kloubu překážkových běžců jako prevence zranění

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Studijní program: [SPECIALIZACE VE ZDRAVOTNICTVÍ](#)

Autor: Michaela Farová

Vedoucí práce: PhDr. Marek Zeman, Ph.D.

České Budějovice 2022

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci s názvem „*Stabilizace hlezenního kloubu překážkových běžců jako prevence zranění*“ jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby bakalářské práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé bakalářské práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 5. 8. 2022

Poděkování

Děkuji PhDr. Marku Zemanovi, Ph.D. za pomoc a rady při vedení mé bakalářské práce s názvem „Stabilizace hlezenního kloubu překážkových běžců jako prevence zranění“. Mé poděkování patří trenérům z atletických oddílů TJ VS Tábor a TJ Sokol České Budějovice, díky kterým jsem mohla realizovat tento výzkum.

Stabilizace hlezenního kloubu překážkových běžců jako prevence zranění

Abstrakt

Tato práce se zabývá stabilizací hlezenního kloubu překážkových běžců a prevencí vzniku zranění typicky se vyskytujících mezi atlety specializujícími se na tuto disciplínu.

Cílem této práce je navržení cvičební a fyzioterapeutické jednotky zaměřené na stabilizaci hlezenního kloubu za účelem preventivního působení proti zraněním daného segmentu překážkových běžců a porovnání stability odrazové a dopadové (neodrazové) dolní končetiny. Teoretická část shrnuje obecné informace o anatomii, posturální stabilitě, terminologii spojené s pojmy postura a stabilizace, funkci hlezenního kloubu, nejčastějších zranění hlezenního kloubu překážkových běžců a o možnostech fyzioterapie, kterými lze působit preventivně na vznik uvedených zranění.

V praktické části jsou podrobné kazuistiky 5 probandů, kteří se dlouhodobě věnují atletice a v posledních letech se specializují na krátké překážkové běhy. Každý proband absolvoval posturografické vyšetření objektivně hodnotící posturální stabilitu – test Modified CTSIB, Stability Evaluation Test a Weight Bearing Test. Součástí této praktické části práce je navržená intervence pro ovlivnění stability senzomotorickým tréninkem – propiocepcí, zvýšením svalové síly, mobilizací, měkkými techniky a dalšími metodami. Protokol je také zaměřený na podporu zlepšení držení těla a rozvíjí schopnost vnímat vzájemné nastavení tělesných segmentů a svalové napětí.

Výsledný efekt těchto terapií se ukázal jako pozitivní. Došlo ke snížení počátečních hodnot Sway Velocity (= rychlosti kývání) v průměru u pěti ze sedmi testů, beze změny proběhlo v průměru jedno testování a probandi zaznamenali vyšší hodnoty Sway Velocity ve dvou testech ze sedmi. Snížené hodnoty (deg/sec) svědčí o zlepšení posturální stability. Průměrné hodnoty byly vypočítány na základě počtu probandů, který se během výzkumu snížil na 3 jedince.

Klíčová slova

Senzomotorika; překážkové běhy; hlezenní kloub; posturální stabilita; stabilizace

Ankle Stabilization of Hurdle Athletes as a Prevention of Injury

Abstract

This thesis is about Ankle Stabilization of Hurdle Athletes as a Prevention of Injury which are typical for this discipline.

The aim of this work is to create an exercise and physiotherapy protocol focused on stabilization of ankle joint in purpose to prevent the most common injuries of hurdle athletes and comparing the stability of rebound and non-rebound lower limb.

In the first part of the thesis, I present theoretical knowledge that provides the basis for the research part. This part summarizes general information about anatomy, postural stability, terminology associated with the posture and stabilization, the function of the ankle joint and the foot, the most common injuries of the ankle joint caused by hurdling, and the possibilities of physiotherapy interventions, which could be used to decrease a risk of causes of the mentioned injuries.

In the practical part, research reports of 5 probands who have been involved in athletics for several years and in recent years they have specialized in short tracks – 60 m, 100 m and 110 m hurdles. Posturographic measurement objectively assessing postural stability - Modified CTSIB, Stability Evaluation Test and Weight Bearing Test. One of the aims of this research is to set and implement an intervention to influence stability of the joint by influencing proprioception, muscle strength, mobilization, soft tissue treatment and others. and overall body posture.

The results are shown as positive, when there was a reduction in the initial values Sway Velocity (deg/sec). Proband has in average lower values of Sway Velocity in five tests from seven. The same results were shown in average in one test from seven and worst results had proband in average in two from seven tests. Lower values of SV indicate an improvement in postural stability. Unfortunately the number of proband in this research was changed and the number for average values are counted with number of three probands.

Key words

Sensomotoric system; hurdling; ankle joint; postural stability; stabilization

Obsah

1	Úvod	8
2	Teoretická část	9
2.1	Anatomie hlezenního kloubu a nohy	9
2.1.1	Kosti a klouby nohy	9
2.1.2	Funkční anatomie kloubů nohy	10
2.2	Stabilizátory hlezenního kloubu	12
2.2.1	Ligamentární aparát	12
2.2.2	Svaly bérce a nohy – aktivní stabilizace	14
2.3	Nožní klenba	17
2.4	Funkce nohy ve vztahu k dolním končetinám	18
2.5	Posturální stabilita	19
2.5.1	Postura	19
2.5.2	Terminologie	19
2.5.3	Posturální stabilita	20
2.6	Posturální stabilizace	22
2.6.1	Pružná vnitřní stabilizace	23
2.6.2	Vnější sektorová stabilizace	23
2.7	Statické a dynamické posturální strategie	23
2.7.1	Kotníková strategie	24
2.7.2	Kyčelní strategie	24
2.7.3	Kroková strategie	24
2.8	Posturální reaktivita	25
2.9	Chůze	25
2.10	Běh přes překážky	26
2.11	Nejčastější zranění v segmentu hlezenního kloubu překážkových běžců	28
2.11.1	Distorze hlezenního kloubu	28
2.11.2	Achillova šlacha	29
2.11.3	Plantární fascitida	31
2.12	Možnosti fyzioterapie pro stabilizaci hlezenního kloubu	31
3	PRAKTICKÁ ČÁST	36
3.1	Cíle práce	36
3.2	Výzkumné otázky	36

3.3	Metodika	36
3.3.1	Výzkumný soubor	36
3.4	Metodika sběru dat	36
3.5	Cvičební a fyzioterapeutický protokol	40
3.6	Kazuistiky	43
3.6.1	Kazuistika 1 – proband č. 1	43
3.6.2	Kazuistika 2 – proband č. 2	50
3.6.3	Kazuistika 3 – proband č. 3	57
3.6.4	Kazuistika 4 – proband č. 4	65
3.6.5	Kazuistika 5 – proband č. 5	70
3.7	Terapie	75
3.8	Výsledky	78
3.8.1	Výsledky posturografického vyšetření	78
4	Diskuze	86
5	Závěr	92
6	Zdroje	93
7	Seznam obrázků a tabulek	100
8	Seznam zkratk	103
9	Seznam příloh a přílohy	105

1 Úvod

Překážkový běh je velmi náročnou disciplínou lehké atletiky. Vysoké nároky jsou kladeny na atletovu schopnost koordinace, stability a důležité je správné technické provedení přeběhu překážek. Pokud není jedna ze zmíněných složek na úrovni odpovídající nárokům této disciplíny, dochází často ke zraněním některého ze segmentů dolní končetiny. Nejčastěji se tomu děje u atletů, kteří se věnují krátkým překážkovým běhům na 60 m, 100 m a 110 m překážek.

Téma bakalářské práce jsem si zvolila, protože jsem se 9 let věnovala závodně atletice. První roky se zaměřením na všestrannost – víceboj, a poté jsem se začala specializovat na krátké běhy na 60 m a 100 m překážek. Během tréninků jsme se nevěnovali senzomotorické stimulaci ani jsme nedbali na stabilizaci jednotlivých kloubů. Po zranění hlezenního kloubu, při tréninku překážkového běhu, jsem poprvé absolvovala rehabilitaci a zkusila jsem si cvičení adekvátní pro zátěž a nároky na překážkového i jiného atleta. Právě tato zkušenost mě vedla ke studiu fyzioterapie. S odstupem času vidím mnohem více nedostatků v přípravě nejen mladého atleta. Získaný náhled na tu problematiku mě vedl ke spolupráci s jedinci tréninkové skupiny mého mateřského atletického oddílu TJ VS Tábor a ke spolupráci s českobudějovickým klubem TJ Sokol České Budějovice. S trenéry daných klubů jsem prodiskutovala možné přínosy mého výzkumu a byla mi nabídnuta spolupráce s pěti atlety ve věku od 17 do 19 let. Toto věkové rozmezí je hranicí mezi juniorskou kategorií a kategorií mužů a žen, kde je daleko vyšší konkurence, což jde ruku v ruce se zvyšující se tréninkovou zátěží. Mezi probandy jsou jedinci motivovaní se výkonnostně zlepšovat nebo probandi, kteří mají v osobní anamnéze problémy s hlezenním kloubem.

2 Teoretická část

2.1 Anatomie hlezenního kloubu a nohy

2.1.1 Kostí a klouby nohy

Noha je anatomický termín pro akrální část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. (Kolář et al., 2009). Kostra nohy má principiálně stejné rozčlenění jako kostra ruky s rozdílem v poměrné velikosti jednotlivých komponent (Dylevský, 2009). Noha se skládá z 26 kostí (Obr. 1), z toho je 7 tarzálních kostí (zánártních), 5 metatarzálních (nártních) a 14 phalangů (článků prstců) (Véle, 2006).

Již zmíněných 7 tarzálních kostí je označení pro úsek nohy zvaný tarsus, který je tvořen kostmi talus a calcaneus. Talus (hlezenní kost) je skloubená s kostmi bérce – tibií a fibulou pomocí kloubní plochy trochlea tali (Čihák, 2011). Tvarem připomíná nepravidelný, z horní strany oploštěný hranol s dlouhou ventrodorsálně orientovanou osou (Dylevský, 2009).

Calcaneus (kost patní) je největší anteroposteriorně protáhlá tarzální kost, která je zdola přikloubená k talu a posunuta laterálním směrem k fibule (Čihák, 2011). Zadní oddíl calcaneu představuje kostěný podklad „paty“. Calcaneus má tvar čtyřbokého hranolu (Dylevský, 2009).

Mezi zbylých 5 kostí patří os naviculare (kost loďkovitá) připojená vpředu k talu, kde je na mediální straně lehce hmatatelný hrbolek Tuberositas ossis navicularis (Čihák, 2011). Os cuneiformia mediale, intermedium et laterale (kosti klínové) jsou vpředu skloubené s os naviculare (Čihák, 2011). Největší klínovou kostí je os cuneiforme mediale a nejmenší kostí je os cuneiforme laterale (Dylevský, 2009). A posledním kostěným útvarem patřícím mezi tarzální kosti je os cuboideum (kost krychlová) přikloubená zepředu k os calcaneus (Čihák, 2011). Někdy může být v kontaktu sází třetí os metatarsi (Dylevský, 2009).

Ossa metatarsi je označení pro pět kostí tvořící část skeletu zvanou metatarsus (nárt). Svou stavbou, vývojem a procesem osifikace jsou nártní kosti analogické s metakarpálními kostmi ruky. Každá z metatarsálních kostí má širší proximální úsek – basis, protáhlý štíhlý corpus (tělo) a caput (hlavici) nasedající na distální úsek kosti (Čihák, 2011).

Os metatarsi I. artikuluje s os cuneiforme mediale, os metatarsi II je svou bází vsazeno mezi ossa cuneiforme mediale, intermedium et laterale a os metatarsi V vybíhá fibulárně ve hmatnou tuberositas ossis metatarsi V (Čihák, 2011).

Nejvíce distální částí nohy jsou ossa digitorum (kostí prstů) neboli phalange. Fyziologicky má palec 2 články a ostatní prsty tři články. Každý článek se člení na basis phalangis (bázi), corpus phalangis (štíhlejší tělo) a caput phalangis (hlavici), terminální část (Čihák, 2011).



Obrázek 1: Skelet nohy (Zdroj: Foster, 2019)

2.1.2 Funkční anatomie kloubů nohy

Pro zcela specifickou lokomoční funkci dolní končetiny je nezbytné, aby terminální část končetiny – noha, plnila statickou i dynamickou (lokomoční) funkci. Aby noha mohla splňovat obě funkce, musí být dostatečně flexibilní a rigidní. Každý krok noha začíná jako flexibilní a adaptabilní struktura a končí pohyb jako rigidní páka. Pružnost nohy zabezpečuje tvar kostí, jejich vzájemná vazba ligamentárním aparátem a fixace nožních kleneb svaly nohy a bérce. Mezi kostmi nohy je několik desítek kloubních ploch. Z hlediska funkčnosti je pohyb sice významně omezen, ale přesto je fyziologicky zachován určitý pružící efekt pro správné fungování nohy (Dylevský, 2009).

Horní hlezenní kloub (articulatio talocruralis)

Jedná se o složený kloub. Jamku tohoto kloubu představuje distální konec tibie a fibuly vytvářející vidlici, která nasedá na kladkovou hlavici – talus (Kolář et al., 2009). Kloub je tedy považován za kladkový s jedním stupněm volnosti (Kapandji, 1987). V důsledku toho, že mediální a laterální okraje kloubní plochy talu jsou rozdílně zakřivené a bimaleolární osa probíhá šikmo, jsou kloubní plochy součástí šroubovice (Dylevský, 2009). Trochlea tali je vpředu širší asi o 5 milimetrů, a proto dochází při dorzální flexi k roztlačování tibiálního i fibulárního malleolu od sebe (Kolář et al, 2009). Při plantární flexi dojde k uvolnění vidlice bérceových kostí, čímž je umožněn pohyb do stran. Přidruženým pohybem pro plantární flexi je tedy inverze s pohybem talu do supinace. Kloub je stabilnější při dorzální flexi. Každý pohyb je doprovázen rotací bérceových kostí, zejména fibuly, která je při dorzální flexi tažena anteriorně a při plantární flexi je posun fibuly dozadu a kraniálně (Dylevský, 2009).

Kvůli instabilitě talu a jeho pozici musí být anatomické struktury stabilizovány pomocí četných a rozsáhlých ligament (Dylevský, 2009).

Dolní hlezenní kloub (art. subtalaris)

Jedná se o kloubní spojení umožňující šikmé naklánění skeletu nohy vůči talu. Dolní hlezenní kloub rozdělujeme na dva základní oddíly, a to zadní oddíl, kam patří samostatný articulatio subtalaris. Druhý oddíl se nazývá přední a jeho mediální část představuje art. talocalcaneonavicularis a laterální části předního oddílu odpovídá art. calcaneocuboidea (Kolář et al. 2009).

Art. subtalaris je spojení talu a os calcaneus (Dylevský, 2009). Jedná se o válcový kloub, jehož osa probíhá šikmo od zadní zevní strany mediálně a nahoru. Kloubními plochami jsou hlavice kosti patní a jamka na kosti hlezenní (Čihák, 2011).

Art. talocalcaneonavicularis je kloub sféroidního tvaru. Hlavici kloubu tvoří caput tali a dvě plochy na spodní straně talu. Caput tali také artikuluje s kloubní jamkou na os naviculare a spodní plochy jsou skloubeny s jamkami na kosti patní. Art. calcaneocuboidea je spojení ploch distálního konce kosti patní s kostí krychlovou. Art. tarsi transversa neboli Chopartův kloub, je funkční jednotka, která úzce spolupracuje s dalšími klouby nohy. Chopartův kloub připomíná písmeno S. Linie má význam pro pružnost nohy (Čihák, 2001). Pohyby v tomto kloubu jsou popisovány jako rotace okolo

dvou os – longitudinální a šikmé. Kolem osy longitudinální se odehrávají pohyby ve frontální rovině konkrétně – supinace a pronace, respektive inverze a everze. To je nápomocné k udržení kontaktu s podložkou bez ohledu na pozici zadního tarzu při pohybech v subtalárním kloubu. Šikmá osa umožňuje pohyby v transverzální a sagitální rovině – dorzální flexi se současnou abdukci a plantární flexi se současnou addukcí (Kolář et al, 2009).

Lisfrankův kloub je funkční jednotkou, která je určena příčnou linií zahrnující art. tarsometatarsales a art. intermetatarsales. Funkčně se jedná o řadu pevných kloubů zapojených do pružných pohybů nohy, doplněné o malé pasivní pohyby při změně zátěže nohy. Zevní okraj odpovídající 4. a 5. metatarsu jsou pohyblivější než ostatní a přizpůsobují se tak lépe podložce (Čihák, 2011).

Art. cuneonavicularis je pevné spojení mezi kostmi klínovými, kostí loďkovitou, laterální kostí klínovou, kostí krychlovou (art. cuneocuboidea) a také mezi kostmi klínovými navzájem (Grim, Druga, 2001). Pohyby v tomto skloubení jsou velmi malé a jsou součástí pružných pohybů v tarsu, a zároveň dochází k posunům při inverzi a everzi nohy (Čihák, 2011).

2.2 Stabilizátory hlezenního kloubu

Na stabilitě kloubu se podílejí mechanické a senzorycké funkce ligament za současné podpory mechanické funkce kloubního pouzdra, aktivity svalů a povrchů chrupavek (Santilli et al., 2005). Pro stabilizaci hlezna hrají významnou roli ligamenta hlezna a nohy, označované za pasivní stabilizátory a za aktivní stabilizátory jsou považovány svaly bérce a nohy. Díky oběma skupinám stabilizátorům může docházet k pohybům velkých i drobných kloubů (Kotranyiová, 2007).

2.2.1 Ligamentární aparát

Ligamentární aparát nohy a hlezenního kloubu plní zpevňovací funkci kloubních pouzder jednotlivých kloubů. Dále se podílí na vymezení rozsahu pohybu a vytváří vzájemnou vazbu mezi klouby (Dylevský, 2009). Aparát se skládá ze dvou hlavních skupin – laterálních a mediálních postranních ligament. Ty tvoří bilaterálně silný vějíř (Kapandji, 1982).

Ligamentum collaterale mediale

Vnitřní postranní vaz je pevný trojúhelníkový vaz pevně srůstající s kloubním pouzdem. Začíná na mediálním malleolu (Obr. 2). Deltoidový vaz má hlubokou a povrchovou vrstvu.

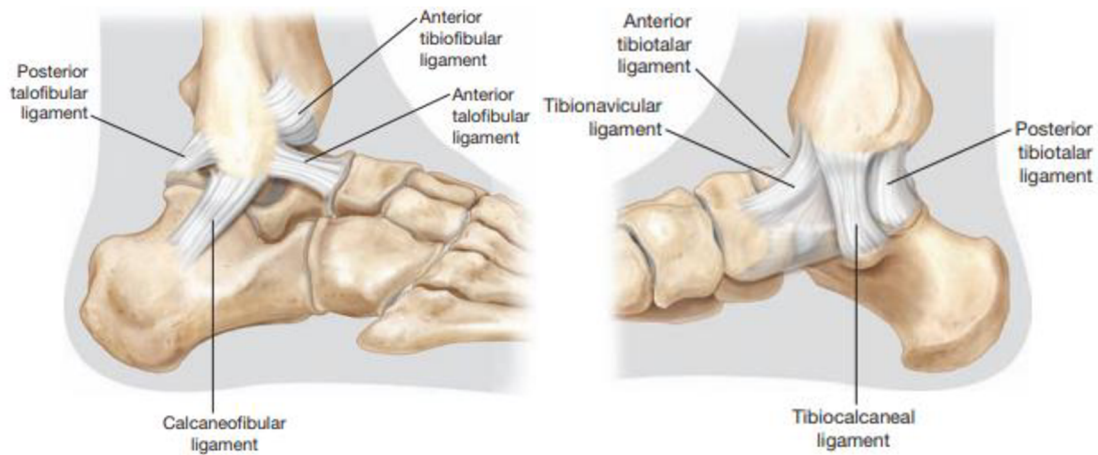
Hluboká ligamenta mají zásadní význam pro stabilitu hlezenního kloubu z mediální strany ve smyslu posunu tibie oproti talu v sagitální i transverzální rovině. Do hlubokých stabilizátorů se řadí lig. tibiotalare posterius, který prochází šikmo dozadu na processus posterior tali a lig. tibiotalare anterius jdoucí ventrálně na collum tali (Kotranyiová, 2007).

Povrchovou část představují vazy směřující od tibie ventrálně na bok os naviculare, konkrétně se jedná o lig. tibionaviculare. Z tibie na kost patní se upíná lig. tibiocalcaneare (Kotranyiová, 2007).

Ligamentum collaterale laterale

Zevní postranní ligamentární komplex (lig. collaterale laterale) je komplex tvořený třemi vazy na laterálním okraji hlezenního kloubu (Obr. 3). Lig. talofibulare anterius (ATFL) začíná na přední hraně distální části fibuly, v místě styku s malleolus lateralis fibulae. ATFL je hlavním stabilizátorem hlezenního kloubu (Dylevský, 2009), s tímto názorem souhlasí také Kotranyiová (2007), která tvrdí, že ATFL je stabilizátorem ve všech pozicích, primárně však v plantární flexi. Bolestivost tohoto ligamenta značí přetížení hlezenního kloubu (Dylevský, 2009).

Primárním stabilizátorem při neutrální pozici až dorzální flexi je lig. calcaneofibulare (CFL). Toto ligamentum formuje horní část pouzdra pro peroneální šlachy (Kotranyiová, 2007). Nejsilnějším ligamentem laterálního komplexu je lig. talofibulare posterior (PTFL) začínající na fossa malleoli lateralis a vějířovitě se rozpíná na výběžek zadního talu (Kotranyiová, 2007). Toto ligamentum je nejvíce napnuto při dorzální flexi a everzi, kdy zamezuje posunu talu vůči vidlici bérceových kostí dorzálním směrem (Bartoníček, Heřt, 2004).



Obrázek 2: Lig. collaterale mediale (vlevo) mediální pohled (Zdroj: Foster, 2019)

Obrázek 3: Lig. collaterale laterale (vpravo) laterální pohled (Zdroj: Foster, 2019)

2.2.2 Svaly bérce a nohy – aktivní stabilizace

Dle Fosterové (2019) se svaly ovládající pohyby v hlezenním kloubu a noze dělí na dvě hlavní skupiny, a to na zevní a vnitřní. Svaly zevní skupiny jsou dlouhé a svaly patřící do skupiny vnitřních svalů jsou krátké (Obr. 5) (Véle, 2006). Dělení krátkých vlastních svalů nohy je na plantární a dorzální (Vařeka & Vařeková, 2009).

Vnější dlouhé svaly (extrinsic muscles)

Vnější svaly mají svůj začátek na tibií nebo fibule a upínají se na skelet nohy. Šlachy vnějších svalů probíhají přes hlezenní kloub z mediální i laterální strany (Foster, 2019).

Přední skupina bérce svalů

Do této skupiny patří m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. M. tibialis anterior je mohutný sval, jehož hlavní úlohou je dorzální flexe a supinace nohy (Dylevský, 2009). Sval sestupuje před mediálním malleolem ke stejnostrannému okraji nohy a kolem něho pod plantu (Čihák, 2011).

M. extensor digitorum longus spojuje bérce kosti s II. až V. prstcem nohy a jak již vyplývá z názvu, úlohou toho svalu je extenze prstců. Také se podílí na dorzální flexi a na everzi (abdukce + pronace) nohy (Čihák, 2011).

Posledním zástupcem ventrální strany dlouhých svalů bérce je m. extensor hallucis longus. Funkce tohoto svalu je extenze palce a podílí se na extenzi v hlezenním kloubu a také na inverzi nohy (Čihák, 2011).

Laterální skupina bérceových svalů

Skupina začíná na proximální části fibuly. Radíme sem m. peroneus longus, m. peroneus brevis a m. peroneus tertius (Čihák, 2011). M. peroneus longus je povrchově uložený a velmi komplikovaně probíhající vřetenovitý sval, který umožňuje plantární flexi a everzi (abdukci + pronaci) nohy. Sval zajišťuje podélnou a příčnou klenbu nohy. M. peroneus brevis je do určité míry kryt m. peroneus longus. M. peroneus brevis plní funkci plantární flexe a everze nohy. Oba zmíněné svaly laterální skupiny se silně aktivují při naklonění těla ventrálním směrem (Dylevský, 2009).

M. peroneus tertius zabezpečuje pronaci v subtalárním a transverzotarzálním kloubu a dorzální flexi v hlezenním kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Dorzální skupina bérceových svalů

Zadní skupina se dělí na povrchovou a hlubokou vrstvu svalů. Obě vrstvy jsou odděleny mezisvalovým septem (Čihák, 2011).

Hluboká vrstva dorzální skupiny dlouhých svalů

Do této skupiny radíme m. triceps surae, m. tibialis posterior, m. plantaris, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus. Tato skupina svalů se aktivně podílí na odvíjení nohy při chůzi, a to hlavně v její konečné fázi, která je zakončena odlepením palce nohy (Dylevský, 2009).

První ze zmíněných je m. triceps surae. Objemný sval, který působí jako hlavní sval pro odvíjení planty při chůzi (Véle, 2006). M. triceps surae se skládá ze dvou povrchových hlav mm. gastrocnemii medialis et lateris a jedné hluboké hlavy m. soleus (Dylevský, 2009). Povrchové hlavy jsou fázické povahy na rozdíl od m. soleus, který je povahy tonické. Díky začátku povrchových hlav na příslušném epikondylu femuru a úponu na tuber calcanei, má m. gastrocnemius dvoukloubový charakter. M. triceps surae provádí plantární flexi nohy, je pomocným svalem pro flexi KOK a brání přepadnutí těla dopředu. Spolupůsobí i při supinaci nohy a udržuje podélnou klenbu (Véle, 2006).

Všechny tři hlavy m. triceps surae se distálně sbíhají v Achillovu šlachu (Dylevský, 2009).

Dále do této skupiny patří m. tibialis posterior, který je uložen mezi tibií a fibulou na membrána interossea. Funkcí tohoto svalu je především addukce se supinací (inverzí) a spolupodílí se na plantární flexi. Tento sval zabezpečuje podélnou klenbu nohy v tzv. třmenu nožní klenby (Dylevský, 2009).

M. plantaris spolupracuje s m. soleus a spojuje femur s hrbolem kosti patní (Véle, 2006). Dle Dylevského (2009) má sval stejnou funkci jako m. gastrocnemius.

Poslední dva svaly dorzální skupiny dlouhých svalů bérce jsou m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus. První ze zmíněných svalů spojuje tibií s II. až V. prstcem nohy a působí jako flexor prstců a napomáhá plantární flexi a inverzi nohy. Téměř stejnou funkci má i m. flexor hallucis longus s tím rozdílem, že místo II. až V. flektuje pouze palec (Čihák, 2011).

Vnitřní krátké svaly nohy

Společnou a zásadní funkcí krátkých svalů nohy je aktivace při adaptaci na terén a s tím související proprioceptivní a taktilní vnímání nerovností terénu (Véle, 2006).

Svaly dorzální strany nohy

Mezi tyto svaly řadíme m. extensor hallucis brevis, který má za úkol extenzi palce. Druhým svalem této skupiny je m. extensor digitorum brevis, který leží v těsné blízkosti předešlého svalu. Funkcí m. extensor digitorum brevis je extenze II. až IV. prstce. Čtyři hřbetní mezikostní svaly se nazývají mm. interossei dorsales I.-IV. a jejich funkcí je abdukce prstců od osy procházející II. prstcem. Dále jsou flexory metatarzofalangeálních kloubů a extenzory interfalangeálních kloubů (Dylevský, 2009).

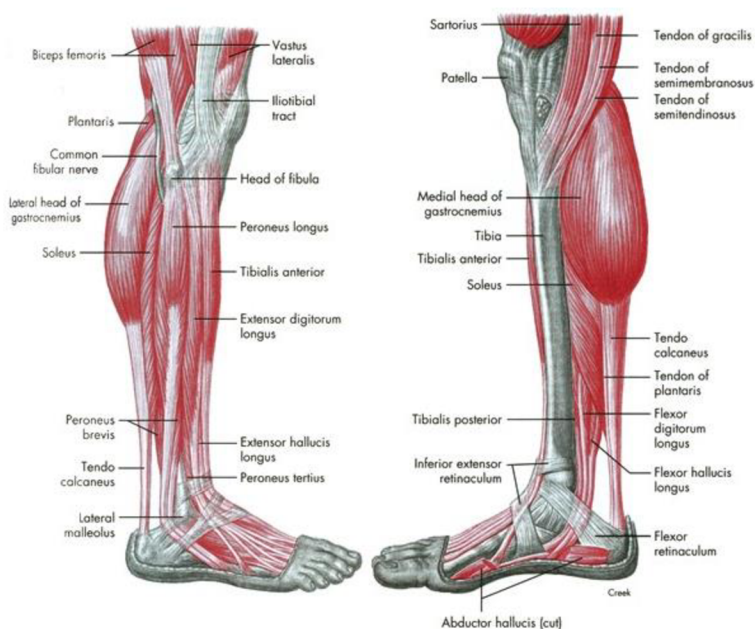
Plantární svaly

Plantární skupina svalů je početnější a rozděluje se na svaly palce, malíku a střední svaly (Čihák, 2011).

Mezi svaly palce patří m. flexor hallucis brevis, který leží v pokračování šlachy m. tibialis posterior. Jak již z názvu vyplývá funkcí svalu je flexe palce. Abdukci a flexi palce provádí sval m. abduktor hallucis, který začíná na tuber calcanei. Jako abduktor se uplatňuje pouze u 20 % lidí, díky variabilnímu úponu svalu. Hlavní funkcí je opět flexe palce. Posledním svalem je m. adductor hallucis, který provádí addukci a flexi palce.

Tento sval má dvě hlavy *caput obliquum* a *caput transversum*, právě *caput transversum* se podílí na udržení příčné nožní klenby (Dylevský, 2009).

Do poslední skupiny podle určení Čiháka (2011) patří *m. quadratus plantae*, *mm. lumbricales* a *mm. interossei plantares*. První ze zmíněných svalů *m. quadratus plantae* je čtyřúhelníkovitý plochý sval uložený v plantě. Sval je synergistou *m. flexor digitorum longus*. Tento sval se z kineziologického hlediska řadí mezi dlouhé svaly prstů. *Mm. interossei plantares I. – III.* Jsou tři mezikostní svaly, které začínají na mediální straně III. až V. metatarzu a upínají se do aponeurózy. Funkcí těchto svalů je addukce daných prstů směrem k II. prstci. Posledními svaly jsou *mm. lumbricales*, které odstupují od šlach dlouhého ohybače prstů. Svaly mají schopnost flektovat proximální a extendovat distální články prstů (Dylevský, 2009).



Obrázek 5: Svaly bérce a nohy (Zdroj: Floyd, 2004)

2.3 Nožní klenba

Skelet nohy je díky svému tvaru a vzájemnému uspořádání situován tak, že vytváří podélnou a příčnou nožní klenbu (Dylevský, 2009). Stav nožní klenby závisí na rovnováze architektiky, celkového tvaru skeletu nohy, funkčním vazivovém aparátu a svalech. Klenbu udržuje pasivní postavení kostí, kloubů a ligament a aktivní práce svalů (Kapandji, 1987). Další úlohou klenby nožní je chránit měkké tkáně chodidla (cévy, nervy) uložené na plantární straně nohy před stlačením (Vařeka, 2009). Dle Dunĝla (2014) je hlavní funkcí nožní klenby přenos hmotnosti těla na podložku a

vzpřímená chůze, při obou procesech dochází ke vzájemnému posunu jejích jednotlivých segmentů.

Příčná klenba nohy

Příčná klenba nohy je určena spojením I. až V. hlavičky metatarzu. Nejzřetelnější je v úrovni kostí klínových a kosti krychlové. Příčnou klenbu udržuje mimo jiné tzv. šlašitý třmen, který je tvořený dlouhým svalem lýtkovým a předním svalem holenním (Dylevský, 2009).

Podélná klenba nohy

Podélná klenba nohy je vyšší na tibiální straně a nižší na straně fibulární. Na jejím udržení se podílejí kromě svalů také vazy plantární strany nohy, které jsou orientované podélně. Největší význam z vazů má ligamentum plantare longum (Čihák, 2011). Třmen držící podélnou klenbu nohy: m. tibialis ant. – m. peroneus longus: fibula – m. peroneus longus – metatars I – os cuneiforme I – m. tibialis ant. – tibia (Véle, 2006).

2.4 Funkce nohy ve vztahu k dolním končetinám

Noha představuje pevný a zároveň pružný variabilní kontakt s terénem, po kterém se pohybujeme. Noha má schopnost adaptace na nerovnosti a vytváří oporu páteře ve stoje a lokomoci hlavně během stoje na jedné noze. V průběhu lokomoce dochází k mechanickým nárazům, které jsou prvotně tlumeny nohou a poté přechází do vyšších segmentů – páteře. Ani při stoji o úzké bázi bychom neměli pozorovat „hru šlach“ značící zhoršení stabilizace, která může přejít až do titubací (kolísání trupu) (Véle, 2006).

Nožní klenba se při delším stoji snižuje pro dlouhotrvající izometrickou práci vnitřních svalů nohy. Opačně působí chůze v nerovném terénu a cvičení, které působí příznivě na správnou funkci nohy a nožní klenbu. Stejně důležité je řešení pohybově omezených skloubení na noze a korekce postavení stehenní kosti (Véle, 2006).

Funkci nohy mohou ovlivnit svalové řetězce vedoucí z HKK přes záda až po DKK, kde mohou působit sekundární bolestivé stavy, které mohou vyústit až v negativní ovlivnění funkce nohy. Tyto řetězce jdou v obou směrech (Véle, 2006).

2.5 Posturální stabilita

2.5.1 Postura

Postura je klidová poloha těla charakterizovaná určitým uspořádáním pohyblivých segmentů. Přestože se může zdát udržování postury jako děj statický, ve skutečnosti se jedná o proces dynamický (Véle 2006). Bez postury bychom nebyli schopni provést jakýkoliv pohyb ani zaujmout potřebnou polohu před začátkem pohybu (altituda) (Kolář et al., 2009). Je prokázáno, že míra aktivity posturálního systému vzrůstá při tvorbě pohybového záměru. Velkou roli hraje autochtonní muskulatura páteře, která reaguje už při pouhé představě pohybu (Véle, 2006). V souvislosti s posturou je nutné zmínit také posturální stabilitu, stabilizaci a reaktibilitu. (Kolář et al., 2009).

2.5.2 Terminologie

V tématice posturální stability se používá následující terminologie:

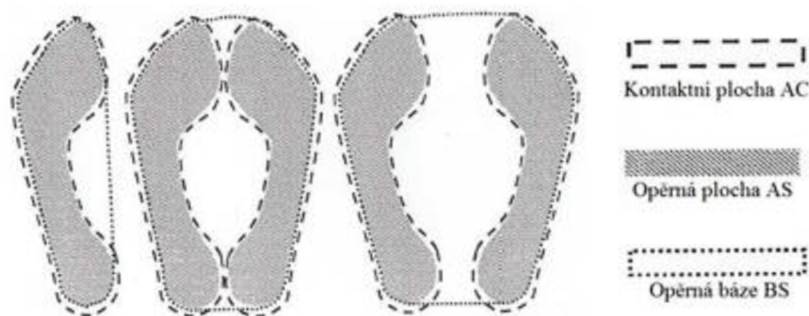
Opěrná plocha (Area of Support) je část podložky, která je v přímém kontaktu s částí těla (Obr. 6), kde je realizována opora. Opěrná plocha je vymezena spojením všech vnějších hranic přímého kontaktu. (Bizovská et al., 2017)

Opěrná báze (Base of Support) je plocha ohraničená nejbližšími hranicemi opěrné plochy (Kolář et al., 2009).

COM (Center of Mass, těžiště) je imaginární hmotný bod, do kterého je koncentrována hmotnost celého těla. Umístění celkového těžiště se mění s jakoukoliv změnou polohy a lze určit na základě znalosti polohy těžiště jednotlivých segmentů a hmotností daných. Poloha těžiště ani v klidu není stálá (Vařeka, 2002).

COG (Center of Gravity) je vertikální projekce COM do roviny Base of Support, jedná se tedy o průsečík svislé těžnice s opěrnou bází (Bizovská et al., 2017).

COP (Center of Pressure) je působiště vektoru reakční síly podložky. Poloha COP je ovlivněna polohou těžiště a také aktivitou svalstva bérků. Posun COP směrem dopředu je dán aktivitou plantárních flexorů nohy. Důvodem této svalové aktivity je, aby těžnice procházela opěrnou bází (Vařeka 2002a).



Obrázek 6: Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Zdroj: Vařeka, 2002)

2.5.3 Posturální stabilita

Pojem posturální stabilita nelze jednoznačně definovat. Dle různých zdrojů se definice liší. Shumway-Cook a Woollacott (2007) popisují posturální stabilitu jako schopnost udržet COM nad opěrnou bází. Kolář et al. (2009) tvrdí, že posturální stabilita je kontinuální zaujímání stálé polohy a snaha o takové držení těla, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu. V jiné literatuře (Pollock et al. 2016) se můžeme dočíst, že posturální stabilita je návrat těla do rovnovážného stavu.

Posturální stabilita je výsledkem souhry biomechanických a neurofyzilogických aspektů. Kromě těchto činitelů mohou stabilitu ovlivnit i další faktory jako emoce nebo pozornost (Psotta et al., 2011). Postura je udržována nebo měněna zpětnovazebnými procesy, které fungují na základě proprioreceptivních a exteroceptivních vjemů (Véle, 2009).

Biomechanické aspekty

Dle Véleho (2009) se mezi biomechanické aspekty řadí hmotnost a poloha těžiště, plocha opěrné báze a průmět těžiště do této plochy, hmotnost a výška jedince, způsob kontaktu těla s podložkou a postavení tělních segmentů.

Neurofyzilogické aspekty

Neurofyzilogické aspekty stability jsou řízeny CNS. Jedná se o aferenci z proprioreceptivního, vestibulárního, zrakového a exteroceptivního systému a dále nociceptivní a interoceptivní signály z vnitřních orgánů, které mohou při přítomnosti patologického stavu měnit držení těla, pohybové vzorce a stabilizaci polohy (Véle, 2006). Aference dodává CNS přesné informace o pohybu a poloze těla i okolního prostředí, na které řídicí systémy reagují nastavením polohy hlavy, očí a koordinací pohybů

zajišťujících posturální funkce (Kolář, 2009; Psotta et al., 2011). V dobře osvětleném prostředí s pevnou opěrnou plochou se zdravé osoby spoléhají na proprioreceptivní systém ze 70 %. Dále na udržení působí z 20 % vestibulární aparát a zbylých 10 % zajišťuje zrakový systém. Při stožení na labilním povrchu se naopak dostává do popředí využití informací z vestibulárního a zrakového systému, jelikož se snižuje závislost na informacích z proprioreceptivního systému o povrchu (Peterka, 2002).

Propriocepce

Propriocepce je součástí somatosenzorického systému, jehož prostřednictvím přijímá organismus podněty z vnějšího i vnitřního prostředí (Ambler, 2006). Somatosenzorický systém informuje CNS o pozici a pohybu těla vzhledem k opěrnému povrchu a zprostředkovává informace o vztahu jednotlivých částí těla mezi sebou. (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Propriocepce je aferentní informace přicházející ze speciálních čidel, receptorů – proprioceptorů. Ty jsou umístěny ve svalech, kloubech, šlachách, kloubních pouzdech, celém skeletu a ve vnitřních orgánech. Mezi nejvýznamnější proprioceptory řadíme svalové vřetenko, Golgiho šlachové tělíčko a kloubní receptory (Véle, 2006).

Exterocepce

Teplo, dotyk, chlad a bolest, to jsou modalitty, které řadíme mezi exteroceptory. Receptory jsou specifické pro každou modalitu. Z receptorů je vedeno čítí do senzitivní oblasti do parietálního laloku. Poslední ze zmíněných modalit, bolest, je možné přivodit působením vyšší intenzity na receptory. (Seidl, 2015) Na dotyk reagují Merklova zakončení. Exteroceptory specializované na dotyk se nazývají Meissnerova tělíčka. Ruffiniho tělíčka jsou receptory tepla. Chlad vnímáme díky receptorům, které se jmenují Krauseho tělíčka. Všechny ze zmíněných receptorů mají schopnost rychlé adaptace a reakce na podnět, a to na začátku a konci dráždění podnětu (Petrovický, 2008).

Volná neopouzdrěná nervová zakončení se podílejí na vnímání nocicepce. (Seidl, 2015). Tato volná nervová zakončení se na rozdíl od výše zmíněných receptorů adaptují pomalu a na podnět reagují po celou dobu působení (Petrovický, 2008).

Vestibulární a zrakový systém

Vestibulární aparát se skládá ze statického a kinetického čidla, které se nachází v labyrintu vnitřního ucha (Králíček, 2011). Vestibulární systém se uplatňuje zejména při rychlých změnách polohy hlavy a při rotačních pohybech. Jeho další úlohou je stabilizace obrazu v zorném poli. Při poruše funkce vestibulárního aparátu dochází ke změně reakce posturální kontroly na rušivé vlivy (Vařeka, 2002).

Zrak poskytuje až 90 % vjemů z okolního prostředí. Informace získané z obou očí najednou člověku umožňují trojrozměrné vnímání prostoru (Králíček 2011). Zrakové vjemy poskytují informace o poloze a postavení hlavy v prostoru. Umožňují vnímat rychlé a nečekané změny v zorném poli, a tím spustit přípravu motorického a somatosenzorického systému pro posturální funkce (Latash, 2008).

Informace z chodidel

Při fyziologické citlivosti nohy jsou v klidovém stoji aktivní vnitřní svaly nohy. V případě, že dojde k porušení senzitivity plosky, vzniká posturální nejistota, která je jedincem kompenzována zapojením dalších svalových skupin, čímž dochází ke zvýšenému napětí svalů pánve, thorakolumbální oblasti, ramen, krku a někdy i žvýkacích svalů (Hermachová, 1998). Při pohybech trupu nebo končetin se zátěž chodidel markantně mění, a právě informace o těchto změnách jsou přeneseny do CNS a vytváří tak velmi důležitou součást stabilizace polohy těla. Na plosce by měla být rozložena zátěž do tzv. trojopory – hlavička I. a V. metatazu a zadní část kosti patní. Informace z planty i z postavení kyčelního kloubu mají vliv na výslednou stabilizaci a držení těla vestoje (Véle, 2006).

2.6 Posturální stabilizace

Tento pojem je chápán jako aktivní držení jednotlivých segmentů těla proti působení zevních sil řízené CNS. Zpevnění segmentů svalovou aktivitou umožňuje vzpřímené držení těla a lokomoci. Procesy svalové aktivity musí probíhat koordinovaně, tak aby se skelet těla nezhroutil. Jako jednoduchý model lze použít řetěz, který nelze bez zpevnění narovnat (Kolář et al., 2009). Na zajištění se podílí izometrická svalová souhra agonistů a antagonistů, tzv. koaktivační aktivita (Véle, 2006).

Dle Vélého (2006) můžeme odlišit dva typy stabilizace:

2.6.1 Pružná vnitřní stabilizace

Tento typ segmentace je řízen krátkými hlubokými stabilizačními svaly, které tvoří hluboký stabilizační systém páteře. V oblasti cervikální a thorakální páteře má zásadní význam správná svalová souhra mezi hlubokými extenzory, svaly pánevního dna a bránicí (Suchomel, Lisický, 2004; Kolář et al., 2009). Je dokázáno, že pouhou představou pohybu dochází k nepatrnému pohybu obratlů. Pohyby podílející se na vnitřní stabilizaci jsou zrakem nepostřehnutelné (Véle, 2006).

2.6.2 Vnější sektorová stabilizace

Na sektorové stabilizaci se podílejí dlouhé svaly a svaly tzv. fázické, které jsou silné a uložené blíže k povrchu. Primární funkcí těchto svalů je vytvářet pohyb vzhledem k jejich výhodné poloze ke kloubu. Jejich význam spočívá ve schopnosti vyvinout velké úsilí po krátkou dobu tak, aby se zabránilo destabilizaci a možnému pádu. Aktivita, kterou dlouhé svaly udržují vzpřímenou polohu, je již viditelná. Výchytky jednotlivých segmentů jsou snadno pozorovatelné. Cílem korekčních pohybů je dostat těžiště do nejvýhodnější polohy, aby jeho průmět byl ve středu opěrné báze. To se děje za pomoci individuální strategie (Véle, 2006).

2.7 Statické a dynamické posturální strategie

Mezi statické strategie patří strategie kotníková a kyčelní (Vařeka, 2012). Tyto dvě strategie se uplatňují převážně v případě, kdy dojde k posunu COG za současné neměnnosti opěrné plochy (Obr. 7.).

Do dynamické posturální strategie zahrnují strategii krokovou (Vařeka, 2012). Kroková strategie se objevuje při pohybu opěrné plochy v takovém rozmezí, že se s linií spuštěnou z těžiště ještě protíná. Nejvhodnější strategie je vybrána na základě intenzity poruch rovnováhy a aktuálních omezení (Pollock et al., 2000). Jedinci, kteří nemají výrazné poruchy rovnováhy a nejsou ohroženi pádem, by měli upřednostnit kotníkovou strategii. Naopak jedinci, kteří těmito problémy trpí, využívají zejména kyčelní a krokovou strategii (Horak, 2006).

2.7.1 Kotníková strategie

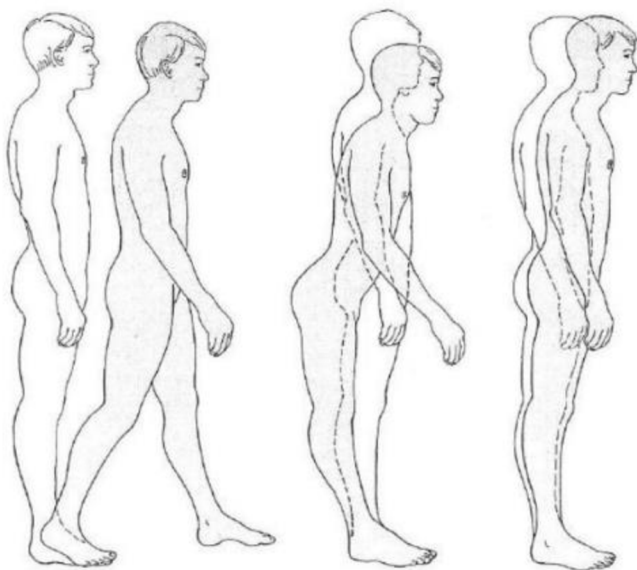
Při kotníkové strategii se tělo pohybuje kolem hlezenních kloubů (Horak, 2006). Strategie je využívána pro kontrolu výchylek v anteroposteriorním směru při klidném stoji na pevném povrchu. Zapojení svalů k zachování stability probíhá ve směru od distálních kraniálně, což znamená že při kývání směrem dopředu dochází k aktivaci od hlezenních kloubů, kolen až po extenzory kyčlí. Pohyb v kyčelních a kolenních kloubech je přitom velmi malý (Horak & Kuo, 2000). Při posunu těžiště vzad, se aktivují svaly v tomto pořadí - m. tibialis anterior, m. quadriceps a až na závěr svaly abdominální (Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

2.7.2 Kyčelní strategie

Tento způsob zachování stability používá tělo v případech, kdy využití kotníkové strategie není dostačující, je zapotřebí rychlého přesunutí těžiště nebo v případě, kdy je velikost opěrného povrchu menší než plocha chodidel (Horak & Kuo, 2000). Kyčelní strategie je typická pro starší populaci. Odpověď svalů na vychýlení směrem dopředu je ve stoji na nerovném povrchu odlišná, než ve stoji na povrchu rovném. Kyčelní strategie využívá flexe trupu a kyčlí. Svalová aktivita začíná proximálně a přechází směrem distálním, tudíž je aktivita svalů hlezenního kloubu a nohy nízká. Dále je strategie využívána při mediolaterálním vychýlení. Tento pohyb je spojen s aktivací abduktorů stejné dolní končetiny a adduktorů končetiny kontralaterální (Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

2.7.3 Kroková strategie

V situaci, kdy jsou požadavky na udržení stability příliš vysoké a kotníková i kyčelní strategie jsou nedostačující, je využita kroková strategie. Jedná se o dynamický typ strategie, z čehož vyplývá, že jedinec musí pro zachování stability udělat takový krok, aby předešel pádu. Změní se tak opěrná plocha za účelem snahy o zachování směru těžiště do opěrné báze (Horak, 2006).



Obrázek 7: Posturální strategie, zleva kroková, kyčelní, kotníková (Zdroj: Shumway-Cook & Woollacott, 2007)

2.8 Posturální reaktibilita

Posturální reaktibilita je označení pro reakční svalovou sílu, jejímž účelem stabilizace a zpevnění nepohyblivých kloubních segmentů, které jsou v daném pohybu *punctum fixum* (resp. úponové stabilizace svalů). Za toto zpevnění je zodpovědná koordinovaná aktivace svalů agonistických i antagonistických, ale i dalších svalových skupin. (Kolář et al., 2012) Jinými slovy zpevnění segmentu není vázáno pouze na svaly určitého segmentu, ale je zapojeno do globální svalové souhry, která vychází z opory (Véle, 2006).

Kloubní segmenty, na kterých je *punctum fixum*, tak dokážou odolávat účinkům vnějších sil a získají, co nejstabilnější oporu pro pohybové segmenty (*punctum mobile*), aby mohly vykonávat účelný optimální pohyb. Opora je místem tvořícím *punctum fixum* celé stabilizační souhry (Véle 2006, Kolář et al., 2013).

2.9 Chůze

Chůze je základní lokomoční stereotyp vytvoření během ontogeneze na fylogeneticky fixovaných principech typických pro jedince. Promítají se do ní poruchy pohybového aparátu i nervové soustavy. Chůze je komplexní pohybová funkce, ve které je rozpoznatelné, v jakém stavu je pohybový aparát a nervová soustava jedince (Kolář et al., 2012). Rozlišujeme stojnou a švihovou fázi. Stojná fáze představuje 60 % krokového

cyklu a začíná úderem paty a končí odlepením palce od podložky. Zbýlých 40 % představuje fáze švihová, která naopak začíná odlepením palce a končí úderem paty.

Vaughan (2012) rozdělil krokový cyklus na tyto fáze:

Heel strike – úder paty

Foot flat – kontakt nohy

Midstance – střed stojné fáze

Heel off – odvinutí paty

Toe off – odraz palce

Acceleration – zrychlení

Mid swing – střed švihové fáze

Deceleration – zpomalení

2.10 Běh přes překážky

Překážkový běh je unikátní disciplína lehké atletiky, která je kombinací sprintu a přeběhu překážek. Jde o výkony krátkodobého střídání cyklické fáze běhu mezi překážkami a acyklické fáze přeběhu překážky v maximální rychlostně-silové intenzitě (Vindušková et al., 2003). Podstata současné techniky překážkového běhu vyplývá ze snahy, přiblížit překážkový běh od startu až do cíle co nejvíce hladkému běhu. Celá trať by měla být proběhnuta v určitém rytmu, s přesnou délkou každého kroku (Čillík et al., 2009).

Biomechanika běhu přes překážky

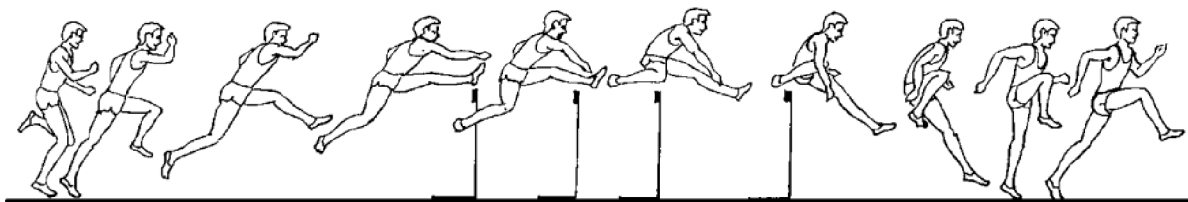
Z biomechanického pohledu se jedná o kombinaci sprintu a acyklického přeběhu přes deset 106,7 cm vysokých překážek u mužů na trati 110 m, u žen 83,8 cm vysokých překážek na trati 100 m. Čím vyšší je překážka, tím obtížnější je její zdoání. Délka překážkového kroku rozhoduje o tom, v jaké vzdálenosti zvládne běžec mezeru mezi překážkami na 3 kroky (Millerová et al., 2001).

Míra efektivity běhu přes překážky je určena horizontální rychlostí těžiště těla ve fázi odrazu na překážku, dále výškou těžiště během letové fáze, rychlostí flexe a extenze kolenního kloubu přetahové (odrazové) končetiny a době letové fáze. Ztráta rychlosti

závisí na a trajektorii pohybu těžiště a došlapu za překážkou (Čoh, Iskra, 2012). Dalším důležitým prvkem je krátký kontakt nohy s podložkou v dopadové fázi a co nejmenší možná vertikální oscilace těžiště, hlavy, ramen a pánve před, během a po překonání překážky (Čoh, 2003).

Samotný běh přes překážky zahrnuje (Obr. 8) startovní výběh, náběh, přeběh překážky, běh mezi překážkami a doběh (Čoh, Iskra, 2012). Podle Knětického et al. (1977) by měla mít křivka rychlosti následující průběh:

1. prudký vzestup rychlosti od startu k první překážce
2. další, mírnější vzestup ke druhé překážce
3. stabilizace rychlosti až k šesté až sedmé překážce
4. pokles rychlosti k 10. překážce
5. vystupňování rychlosti v doběhu od poslední překážky do cíle.



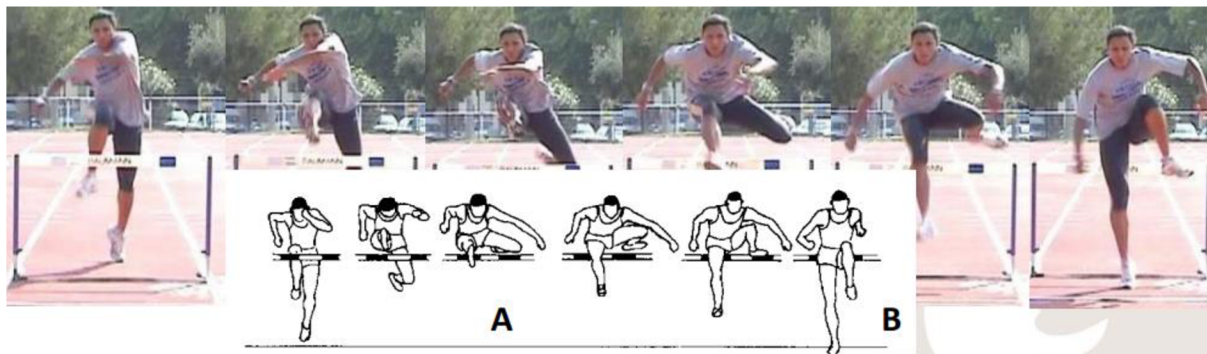
Obrázek 8: Fáze přeběhu přes překážku (Zdroj: Prezentace „Školení trenérů“, Český atletický svaz)

Technika přeběhu přes překážku

Pohyby nad překážkou (Obr. 9) jsou koordinačně velmi náročné a musí být provedeny v co nejvyšší rychlosti. Po překonání překážky je potřeba zaujmout co nejvýhodnější polohu pro následný běh mezi překážkami (Thompson, 1991).

Odraz na překážku je pohybem převážně ventrálně směřujícím (Čillík et al., 2009). Odrazová končetina se dostává do úplné extenze v hlezenním, kolenním i kyčelním kloubu. Poté se daná končetina po ukončení odrazu dostává z plné extenze do abdukce v kyčelním kloubu při maximální flexi v kolenním kloubu. Velmi důležitý je pohyb kolenního kloubu. Musí směřovat vpřed a pohybovat se po vzestupné dráze s vyšší

maximální polohou, než ve které je hlezno (Bubanj a kol., 2008, Čillík a kol., 2009, Čoh, Iskra, 2009).



Obrázek 9: Správné technické provedení přeběhu přes překážky (Zdroj: Prezentace „Školení trenérů“, Český atletický svaz)

Švihová končetina (dopadová) provádí tzv. „trojflexi“ v hlezenním, KOK i KYK. KOK se v ostrém úhlu (flexi) pohybuje směrem ventrálně a kraniálně díky flexi KYK. Po dokončení odrazové fáze následuje fáze švihová, kdy se končetina postupně extenduje do napnutí, které je však těsně před překážkou vystřídáno lehkou semiflexí v KOK. Po dosažení úrovně překážky nohou nastává rychlá extenze v kyčelním kloubu. Ta je následována došlapem za překážku (Bubanj et al., 2008). Je podstatné, aby se místo došlapu nacházelo přímo pod těžištěm těla a při kontaktu nohy s podložkou je žádoucí udržet těžiště těla co nejvýše. V opačném případě dojde k brždění pohybu vpřed a nebudou vytvořeny optimální podmínky pro následující krok mezi překážkami (Čillík et al., 2009). Osa ramen zůstává v ideálním případě ke směru běhu, jelikož se atlet musí za překážkou co nejrychleji dostat trupem zpět do sprinterského postavení. (Vindrušková, 2003)

2.11 Nejčastější zranění v segmentu hlezenního kloubu překážkových běžců

2.11.1 Distorze hlezenního kloubu

Systematická meta-analýza epidemiologické studie ukazuje vyšší prevalenci výskytu distorze hlezenního kloubu u žen než u mužů, u dětí než u dospívajících či dospělých, venkovních sportech nad halovými a nejvyšší výskyt je distorze laterálního hlezenního kloubu nad distorzi syndesmózy a mediálního hlezenního kloubu (Doherty et al., 2014). Při distorzi mohou být zasáhnuty tyto struktury: laterální a mediální ligamentární komplex a syndesmózy (Maffulli, 2008).

Dle Dungla et. al., (2014) rozlišujeme distorzi, při které dochází k natažení vazů (distenzi) a parciální ruptuře, u obou typů zůstává zachována kontinuita vazů a stabilita kloubu. Chaloupka et. al., (2001) dělí distorzi na tři stupně, a to na distenzi, parciální rupturu a úplnou rupturu.

Při distenzi dochází k natažení vazů, ale nedojde k poruše zevní struktury ani k narušení pevnosti vazů, ale vznikají mikrotraumata, která se hojí jizvou. Druhým stupněm je parciální ruptura čili částečné přetržení vazů. V tomto případě je struktura vazů neúplně narušena a dochází k poškození kloubního pouzdra. Posledním třetím stupněm je úplné přerušování vazů (totální ruptura), kde je zcela narušena stabilita kloubu, dojde k porušení kloubního pouzdra a může dojít i k narušení chrupavek. Hlavní komplikací distorze hlezna je nestabilita kotníku s tendencí k opakované distorzi (Martinková, 2013).

Mechanismus vzniku

Nejčastějším mechanismem úrazu je supinace v inverzi se zevní rotací bérce v zahajovací fázi chůze nebo při dopadu z výskoku. Přičemž ATFL je v tomto případě prvním poškozeným ligamentem, následováno rupturou anterolaterální části kloubního pouzdra. Pokud je hlezenní kloub stále uveden v inverzi dochází k poranění CFL, poté následuje PTFL a přední část ligamentum deltoideum. Dalším mechanismem je úraz způsobený everzí (abdukce, pronace, dorzální flexe), kdy dojde k poranění lig. deltoideum v oblasti pod mediálním malleolem (Hertel, 2002, Kotranyiová, 2007).

Syndesmózy

Distální tibiofibulární syndesmóza je mezi konvexní stranou distální fibuly a konkávní stranou incisury fibularis tibie. Syndesmóza je stabilizována díky dolní části ATFL a dolní části PTFL a je synergistou s lig. deltoideum pro zlepšení stability hlezenního kloubu (Bartoniček, 2003). Nejčastěji zastoupená zranění syndesmózy se objevuje během vnější rotace a everze. Ruptura syndesmózy je nejpravděpodobnější, pokud je hlezno v dorzální flexi. Návrat ke sportovní zátěži a aktivitě může trvat až dvakrát déle než u izolované distorze laterální strany hlezenního kloubu (Kotranyiová, 2007).

2.11.2 Achillova šlacha

Achillova šlacha vzniká splynutím vláken z m. gastrocnemius a m. soleus. Tento komplex spojuje kolenní a hlezenní kloub, což dělá Achillovu šlachu náchylnější k zraněním

zejména při extenzi kolenního kloubu a dorzální flexi nohy. Je to největší a nejsilnější šlacha, která je v lidském těle (Porter, Schon, 2021).

Funkce

Funkcí AŠ je přenos sil z m. triceps surae na kost patní. AŠ má značný pružný potenciál a spolu se svalovými komponenty poskytuje efektivitu při produkci síly během aktivity. AŠ umožňuje plantární flexi, tlumí nárazové síly způsobené dopadem DKK na podložku, akumuluje elastickou energii při došlapu a chrání m. triceps surae před svalovým poškozením (Porter, Schon, 2021).

Tendinopatie Achillovy šlachy

Tendinopatie Achillovy šlachy jsou mezi atlety běžné, postihují téměř 18 % z nich (Clement, 1984). Vliv opakující se zátěže (např. skákání) je zodpovědný za většinu případů (Porter, 2021). Mezi vnější predispozice pro vznik tendinopatie AŠ patří přetížení, nevyhovující obuv, chybné sestavení tréninkových plánů (náhlé zvýšení zátěže). Do vnitřních faktorů řadíme omezený rozsah pohybu hlezenního kloubu, vyšší věk, nadměrná váha, genetika (Magra, 2008, Puddu et al., 1976). Pokud je synoviální obal AŠ postižen zánětem jedná se o peritendinitidu. Je-li degenerativně postižena struktura AŠ, je tento stav označován jako tendinóza (Kolář et al, 2009). Dle Portera a Schona (2021) se rozdělují tendinopatie podle lokalizace na mimo úponovou a tendinopatii v místě úponu.

Tendinopatie mimo úpon Achillovy šlachy

Peritendinitida se může projevovat jako bolest mimo místo úponu AŠ. Jak již z názvu vyplývá, jedná se o zánět obalu. Nejvíce zasaženou skupinou jsou jedinci ve středním věku, patřící mezi rekreační sportovce s často omezenou dorzální flexí hlezenního kloubu. S opakovanými traumaty se objevují mikrotrhliny mimo AŠ. Jedinci popisují slabost během odrazu doprovázenou bolestí a otokem přibližně 2 až 5 cm proximálně od calcaneu (Schepisis, Haas, 2003).

V chronickém stádiu je možný vznik adheze mezi povrchem šlach a šlachou samotnou, což vede ke zvýšení bolestivosti. Přítomnost bolesti je nejčastěji při iniciaci pohybové aktivity (start-up pain). Ke zlepšení bolesti dochází po následovném pokračování v aktivitě. Bolest po většinu času přetrvává a negativně ovlivňuje sportovní výkon

jedince. Během palpačního vyšetření AŠ je nález typicky lokalizován na mediální stranu šlachy, AŠ je palpačně citlivá na jednom určitém místě na rozdíl od tendinopatie, při které je místo zvýšené citlivosti ovlivněno polohou v hlezenním kloubu. Častý je výskyt krepitací během všech pohybů hlezenního kloubu v jakémkoliv rozsahu (Porter, Schon, 2021).

Tendinopatie v místě úponu Achillovy šlachy

Tendinopatie v úponu AŠ je zánětlivým procesem v místě úponu šlachy na calcaneus, která postihuje i šlachu jako takovou. Běžně postiženými jedinci jsou starší, hmotnostně těžší lidé s nízkou mírou aktivity, ale není výjimkou postižení atletů. Úponová tendinopatie je úzce spjata s výrazně prominentním calcaneem (Haglundovou deformitou) (Myerson, McGravayer, 1999). Mezi nejčastější příčiny patří chronické přetěžování a nesprávná technika při trénování jedince, náhlé zvýšení tréninkové zátěže, běh po patách, běh na tvrdém povrchu. Bolest je většinou lokalizována na úpon AŠ se zvýšením teploty místa a edémem. Pohyby v hlezenním kloubu jsou typicky bolestivé s omezením v rozsahu hlezenního kloubu v dorzální flexi zapříčiněnou bolestí či zkrácením AŠ. (Porter, Schon, 2021).

2.11.3 Plantární fascitida

Fascitis plantaris je formou entezopatie krátkých svalů nohy a plantární aponeurózy. Plantární fascie a pojivová tkáň jdoucí od spodního povrchu patní kosti směrem ke kostem v přední části nohy. Projevem jsou bolesti v místě úponů m. flexor digitorum brevis, m. quadratus plantae, m. abduktor pollicis a úponu plantární aponeurózy (Kolář et al., 2009). U atletů je nejvíce zasáhnuta skupina mladšího věku. Bolest je obvykle omezena na zadní část nohy, pod patou. Zhoršuje se při prvních několika krocích po dlouhé nečinnosti (Waclavski et al, 2015). Mezi rizikové faktory řadí Goff a Crawford (2011) vyšší tělesnou hmotnost a nadměrnou pronaci nohou během stojné fáze, vysokou klenbu nožní a napjatou AŠ.

2.12 Možnosti fyzioterapie pro stabilizaci hlezenního kloubu

Cílem všech léčebných fyzioterapeutických přístupů je obnova funkce kloubu, pohybového aparátu a zajištění sekundární prevence dalšího poranění. Stabilita kloubu je ovlivněna mechanismy z různých etází, včetně subkortikálních a kortikálních center, proto léčba periferie, bez zřetele na mechanismy řízení, nemůže vést k obnově stability.

Využívají se neurofyziologické principy ve fungování lidského pohybového aparátu. Mezi ně patří například senzomotorický trénink podle Jandy a Vávrové – trénink propriocepce, balanční trénink a další metody (Kalvasová, 2009). Pokud zjistíme rozdíl citlivosti chodidel bez neurologického nálezu, je vhodné do terapie zařadit i exteroceptivní stimulaci prostým hlazením (Lewit, 2003).

Měkké a mobilizační techniky

Hlavními cíli těchto technik jsou snížení bolesti a zvýšení mobility (Bialosky et al., 2009). V měkkých tkáních je často možné nalézt velký počet funkčních změn. Funkce těchto tkání, úzce souvisí s pohybovou funkcí svalů a kloubů, ke které je potřeba i dokonalá souhra měkkých tkání (Lewit, 2003). Měkké a mobilizační techniky jsou používány k ovlivnění těchto tkání, které je mohou dle potřeby relaxovat či stimulovat. Napomáhají tak k vyrovnání jejich tonu, zlepšení cirkulace, odstranění adheze tkáně a jejich optimální funkci (Kalvasová, 2009).

Myofasciální techniky

Myofasciální techniky se řadí mezi techniky měkkých tkání, které působí na svaly a pojivovou tkáň, zejména na fascii. Technika je realizována za pomoci prstů či palce terapeuta či baňkováním. Cílem je uvolnění fascie a s tím spojené posílení regeneračních schopností těla, zlepšení krevního oběhu a přenosu nervového systému. Některé teorie tvrdí, že metoda také uvolňuje zadržované emoce, které mohou přispívat k bolesti a stresu v těle (Martin et al., 2014).

Myofasciální trigger point

Myofasciální trigger point je jednou z nejčastěji udávaných reflexních změn, která sama o sobě může být zdrojem bolesti. Většinou se v české literatuře setkáváme s pojmem trigger point (TrP). Dle Koláře et al. (2009) tyto změny nepostihují celý příčně pruhovaný sval, ale jen jeho část, respektive jednotlivé snopce svalových vláken. (Kolář et al, 2009). Dle Poděbradské (2008) reagují tkáně tvorbou RZ na určité vyvolávající faktory, působením autonomního nervového systému (ANS). Vyvolávající příčiny mohou být např. přetížení, stres, neschopnost relaxace, nebo chronická únava. Pokud se vyvolávající příčina odstraní, zmizí s ní i reflexní změny díky autoreparačním procesům. S odstraněním reflexních změn ustupují i klinické projevy, nejčastěji bolest.

Na TrPs je aplikován tlak až do doby, kdy terapeut pocítí uvolnění napjatého spoušťového bodu. Z dalších technik je hojně využívána technika postizometrická relaxace (PIR), antigravitační relaxace či reciproční inhibice, která je založena na principu relaxace svalu při aktivaci antagonisty. Mezi další techniky řadíme techniku Spray and Stretch (Dobeš et al., 2011).

PIR

PIR je metodou využívající svalovou facilitaci a inhibici, která vede k následnému ovlivnění trigger pointů. Nejprve uvede sval do předpětí, tím, že ho uvedeme do polohy, kdy má maximální délku. V této krajní poloze vyzveme jedince k působení minimální silou proti terapeutově ruce, kterou drží segment v krajní poloze. Dojde tak k izometrické kontrakci daného segmentu jedince. V kombinaci s nádechem působí izometricky jedinec deset sekund a poté je jedinec vyzván k uvolnění s výdechem. Je důležité, abychom vyčkali, až ucítíme, že se nemocný skutečně uvolnil. Během relaxace dochází spontánně k prodloužení svalu dekontrakcí a tím opět dosahujeme předpětí. Doba relaxace trvá tak dlouho, pokud cítíme, že se sval prodlužuje. Cyklus se opakuje 3 - 5x v případě dekontrakce svalu (Lewit, 2003).

Mobilizační techniky

Cílem mobilizačních technik je postupné nenásilné obnovení pohyblivosti v kloubu, včetně kloubní vůle. Při mobilizaci nejprve dosáhneme předpětí (bariéry) za pomoci distrakce kloubu, poté pomocí repetitivní mobilizace dosáhneme fenoménu uvolnění nebo provedeme v dosažené bariéře za relaxace pacienta náraz (nárazovou mobilizaci) (Dobeš et al. 2011; Lewit, 2003). V případě poranění ligament, je v místě léze mobilizace kontraindikována (Kalvasová, 2009).

Senzomotorický trénink dle Jandy a Vávrové

Janda a Vávrová (1992) pojednávají o dvou stupních motorického učení, jejichž cílem je dosažení reflexní, automatické aktivace daných svalů, aby veškerá aktivita nevyžadovala výraznou kortikální kontrolu. Prvními kroky terapie nutnými ke zvládnutí je nácvik „malé nohy“ a korigovaného stoje na pevném povrchu. Až po zvládnutí těchto požadovaných kroků terapie je možné se posunout dále ke cvičení labilních plochách. Během cvičení se používají balanční pomůcky, jako jsou balanční míče, úseče kulové a válcové, balanční

sandály. Cvičení probíhá ve vertikálním postavení ve směru distálně proximálním. (Pavlů, 2002).

Trénink senzitivity

Při senzoricke stimulaci se zapojují veškeré formy propioceptivní a taktilní aferentace. Tento trénink podporuje pacientovu pozornost, zvyšuje motivaci a pacientovi jsou tímto tréninkem přineseny kognitivní impulsy. K tréninku využíváme hlazení, kartáčování, poklepy, vibrace (Kolář et al., 2009).

Cvičení zaměřené na rozvoj somatestezie

Jde o plné uvědomí si pohybu, který provádíme. Pacient má za úkol vnímat napětí ve svalech a cílem cvičení je schopnost rozlišit zbytečně vysoké napětí ve svalech. Cvičení probíhá velice pomalu s četnými opakováními s maximálním prožitkem pohybu a polohy. Donutíme tak pacienta číst svou propiocepci a exterocepci (Kolář et al., 2009).

Plyometrický trénink

Na aktivní stabilizaci hlezenního kloubu se podílejí svaly. V terminální fázi rehabilitace po úrazech DKK se téměř ve všech případech objevuje plyometrický trénink. Na základě vyhledávání PubMed se již v roce 2018 objevuje přes 180 studií zabývajících se vlivem plyometrického tréninku na DKK. Četné studie reportují zlepšení výskoku (na základě studií Brown et al., 2007, Ramachandran et al., 2014 – online zdroj), na základě výzkumu od Ramírez-Campillo (2013) došlo ke zlepšení sprinterských schopností, ekonomie pohybu při běhu, vnímání pozice kloubů a posturální kontroly.

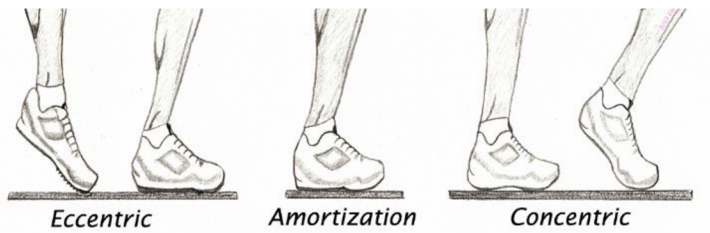
Fáze

V literatuře se v dnešní době můžeme dočíst o 3 fázích charakterizující plyometrii. Tyto fáze jsou základním principem cvičení v rámci plyometrického tréninku (Noyes, 2019).

Excentric Pre-stretch loading phase – excentrická fáze

Transition/ rebounding phase/amortization – izometrická fáze

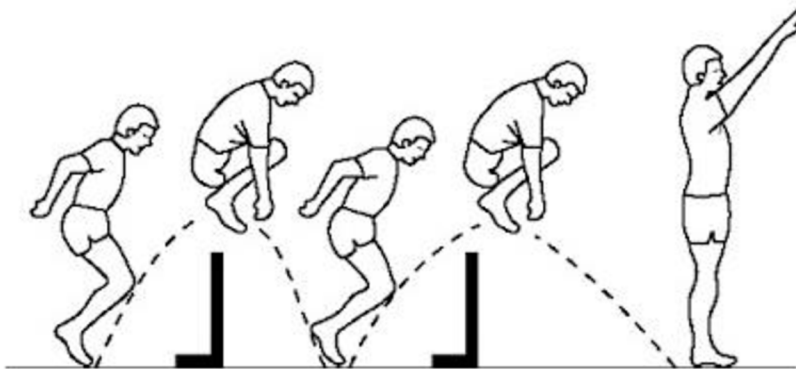
Concentric shortening power production – koncentrická fáze



Obrázek 10: Fáze charakterizující plyometrii (Zdroj: Sports Injury Bulletin, 2012)

Mechanismus

Plyometrické kontrakce jsou typické pro pohyby jako je běh, či skok (Obr. 11) (Noyes, 2019). Toto plyometrické cvičení je typické pro přípravu na překážkové běhy. V dnešní době je již známo, že šlachy jsou primárním místem pro ukládání elastické energie.



Obrázek 11: Využití plyometrie během průpravy na překážkové běhy (Zdroj: Prezentace „Školení trenérů“, Český atletický svaz)

3 PRAKTICKÁ ČÁST

3.1 Cíle práce

1. Navrhnout cvičební a fyzioterapeutickou jednotku zaměřenou na stabilizaci hlezenního kloubu za účelem preventivního působení proti zraněním daného segmentu.
2. Porovnat rozdíl mezi odrazovou a dopadovou dolní končetinou překážkových běžců.

3.2 Výzkumné otázky

1. Jaký je vliv svalů nohy a bérce na stabilitu dolní končetiny?
2. Jaké jsou možnosti fyzioterapie pro zlepšení stabilizační funkce hlezenního kloubu?
3. Jak se změní testy posturální stability po pravidelném cvičení?

3.3 Metodika

Praktická část bakalářské práce byla zpracována formou kvalitativního výzkumu s technikami vstupního a výstupního kineziologického rozboru, funkčního testování a posturografického vyšetření. Metodika byla doplněna o dynamické testování – pozorování chůze a chůze o úzké bázi (tzv. tandemová chůze).

3.3.1 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor bude tvořit 5 probandů ve věku 17 až 19 let, kteří se specializují na krátké překážkové běhy na republikové úrovni. Probandi budou vybráni z atletických oddílů T. J. Sokol České Budějovice a TJ VS Tábor.

3.4 Metodika sběru dat

Anamnéza

Anamnéza slouží k získání informací o osobnosti daného jedince, jeho prostředí, ve kterém se pohybuje a pracuje. Anamnéza je prvním krokem k získání informací od pacienta pomocí přímého rozhovoru. Zaměřuje se na okolnosti vzniku obtíží (pohyb, zvednutí břemena), průběhu obtíží, charakteru bolesti, historii úrazů a operací, chorob.

Nezbytnou součástí je anamnéza rodinná, sociální, pracovní, alergologická, farmakologická a sportovní anamnéza (Véle, 2006, Kolář et al., 2009).

Aspekce

Díky aspekčnímu vyšetření, ke kterému používáme zrak, je možné za krátký časový úsek nashromáždit velké množství informací o stavu pacienta a pomáhá terapeutům při utváření komplexního obrazu. Vyšetření by mělo probíhat od prvního kontaktu s pacientem, ke kterému mnohdy dochází již v čekárně. Sledováno je držení těla, chůze, chování, výraz v obličeji při popisu obtíží, pohyb očí, rozdíl mezi chováním při a mimo péči (Kolář et al., 2009).

Palpace

Palpační vyšetření je vyšetření se subjektivně zbarveným výstupem, který se může lišit napříč vyšetřujícími, i když se jedná o toho samého jedince. Palpujícím orgánem je ruka – prsty, díky kterým jsem schopni při doteku vnímat tvrdost, poddajnost, drsnost či hladkost, pružnost, teplotu, vlhkost. Významnou roli při palpaci hrají zkušenosti terapeuta. Základní technickou zásadou je palpace, co možná nejmenším tlakem, díky čemuž lépe vnímáme. V případě nadměrného tlaku cítí terapeut vlastní prsty nikoliv to, co palpuje. (Kolář et al., 2009)

Goniometrie

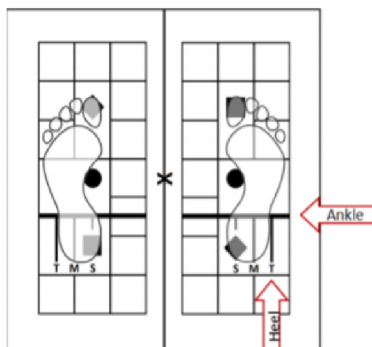
Jedná se o fyzikální zjišťování hodnot pomocí goniometru. Při goniometrickém měření na lidském těle zajišťujeme úhel, ve kterém je kloub (např. při ankylozách) nebo úhel, kterého lze v kloubu dosáhnout, ať už je to aktivním či pasivním pohybem (Janda, Pavlů, 1993).

Přístrojová posturografie

Posturografie je souhrnný pojem označující metodiky k měření posturální stability na stabilní či pohyblivé desce s měřicími senzory. Posturografii rozdělujeme na dynamickou a statickou (Dršata, 2008). Jedná se o objektivní vyšetření, jehož cílem zkoumání je posturální stabilita (Mancini et al., 2012).

Přístrojová posturografie funguje na principu snímání tlaků ze snímačů uložených pod silovou plošinou (Paillard, Noé, 2015).

Pomocí přístroje lze objektivně zhodnotit vizuální, somatosenzorické a vestibulární funkce, které se podílejí na udržování rovnováhy a posturální stability. Před samotným začátkem vyšetření, či terapie je důležité zapsat správně údaje o výšce jedince. Na základě toho údaje je určena poloha laterálního calcaneu a palce na silové desce, a to buď na linii S, M nebo T (Obr. 12). Při výšce do 140 cm se pacient řídí linií S do 165 cm má pacient laterální stranu paty na M linii, T linie je pro jedince nad 166 cm (Natus Medical Incorporated, 2012). V průběhu testu se posuzuje krom jiného kývání pacienta neboli sway velocity. (Bastlová et al., 2015).



Obrázek 12: Znázornění linií S, M, T. (Zdroj: Natus Medical Incorporated, 2012)

Modified CTSIB test

Test m-CTSIB je koncipován k posouzení posturální kontroly ve čtyřech různých situacích a hodnotí, jakým způsobem je jedinec schopný reagovat na změny senzoričkových podmínek během testu. Úlohou jedince je udržení stability ve stoji. M-CTSIB obsahuje testování posturální stability za těchto podmínek a v tomto pořadí:

1. Stoj na pevném povrchu se zrakovou kontrolou
2. Stoj na pevném povrchu bez zrakové kontroly
3. Stoj na měkkém povrchu s otevřenými očima
4. Stoj na měkkém povrchu bez zrakové kontroly

Pro testování stoje na měkkém povrchu byla použita měkká pěnová podložka. V průběhu testu se posuzovalo kývání pacienta neboli sway (Bastlová et al., 2015).

Funkční vyšetření

Přední zásuvkový test

Tento test slouží ke zhodnocení strukturální integrity lig. fibulotalare anteriorius, ventrální části kloubního pouzdra a lig. fibulocalcaneare. Pacient sedí na okraji lehátka s DKK přes okraj a s flektovanými KOK. Fixovaná je distální část bérce z ventrální strany a z dorzální strany je fixace paty. Noha pacienta je uvedena do 20° plantární flexe a z této pozice se vyšetřující snaží anteriorně vysunout calcaneus. Za pozitivitu je považován posun o více jak 3 mm s častým lupnutím (Kolář et. al, 2009).

Talar tilt test

Testováním lze odhalit poškození lig. deltoideum při everzi nohy a lig. fibulocalcaneare při pohybu do inverze. Pacient může sedět nebo ležet na zádech na lehátku. Fixace je na distální 1/3 bérce a druhá ruka vyšetřujícího drží patu a provádí v subtalárním kloubu inverzi a everzi. Test je pozitivní v případě nadměrného pohybu do vyšetřovaných pohybů (Kolář et. al, 2009).

External Rotation test

Tento test se využívá pro vyloučení či potvrzení zranění syndesmózy hlezenního kloubu. Provedení testu je následovné. Pacient sedí s DKK přes lehátko. Vyšetřující uchopí distální část ventrální strany bérce a druhou rukou uchopí patu tak, aby dokázal provést dorzální flexi dané končetiny. Z pozice v dorzální flexi provede terapeut zevní rotaci nohy. Za pozitivní se považuje stav, kdy pacient popisuje bolestivé stavy během testování (Porter, Schon, 2021).

Vyšetření senzorických funkcí

Dráždivost se vyšetřuje za pomoci ostřejšího předmětu, kterým se jemně přejede po ploše nohy. Za nefyziologickou odpověď je považována nadměrná úroveň s možným ucuknutím a také zcela nulová odpověď tzv. „mrtvá noha“ (Kolář et. al, 2009).

Grafestezii vyšetřujeme psáním písmen nebo čísel ostrým předmětem na pacientovu plošku nohy. Pacient by měl být schopen rozeznat o jaké písmeno či číslo se jedná (Kolář et. al, 2009).

Pohybocit lze vyšetřit pomalými pasivními pohyby v kloubech bez zrakové kontroly pacienta. Pacient má za úkol popsat jakým směrem je pohyb prováděn (Kolář et. al, 2009).

Ostatní testy

Chůze o úzké bázi

Mezi testy hodnotící dynamickou posturální stabilitu patří chůze o úzké bázi tzv. tandemová chůze. Pacient udělá deset kroků tak, že umísťuje patu jedné nohy před špičku druhé nohy. HK jsou překříženy přes hrudník. Test je realizován se zrakovou kontrolou (Herdman, 1997).

Véleho test

Tento test vznikl na katedře FTVS UK jako klinický test pro hodnocení stability. Test dle Véleho vychází z předpokladu možného zjištění problému se stabilitou pomocí aspekčního vyšetření prstců ve vzpřímeném stoji. Při deficitu posturální stability jsou prstce ve flexi a nelze pod ně vložit list papíru. Na základě aspekce můžeme pospat čtyři stupně. Prvním stupně jsou prsty volné – norma. Druhý stupeň ukazuje na lehce porušenou stabilitu, kdy prstce nejsou v uvolněné pozici a jsou přitisknuté k podložce. Stupněm č. tři je označena střední porucha stability spojená s tzv. dráповitým držením prstců, kdy je znatelně zaboření terminálních článků do podložky. Stupeň číslo čtyři svědčí o výrazné poruše stability, kdy se noha pohybuje ze supinace do pronace v prostém vzpřímeném stoji (Véle, 2006, Véle et Pavlů, 2012).

3.5 Cvičební a fyzioterapeutický protokol

Cvičební jednotku jsem sestavovala na základě metodiky Jandy a Vávrové (1992) o senzomotorické stimulaci. Mimo tuto metodu jsem zařadila prvky automasáže, dynamického strečinku, posílení svalů a cviky na posílení vnitřních svalů nohy tzv. cviky na aktivaci chodidel.

Mezi zásady cvičení řadíme:

Korekci stoje provádíme od distálních částí proximálně v tomto pořadí chodidlo, KOK, KYK, pánev, hlava, ramena. Pokud možno upřednostňujeme cvičení bez obuvi, pro zlepšení aferentních signálů z plosky po celou dobu terapie. Pro proces učení je důležité opakování pohybu ve smyslu pravidelnosti v rámci týdne. Při cvičení je důležitá

koncentrace na pohyb (viz. cvičení zaměřené na rozvoj somatestezie). V případě únavy probanda je lepší cvičení upravit.

Navržený protokol

Automasáž s automobilizací

Provedení automasáže svalů nohy a bérce a automobilizace kloubů nohy je prvním krokem fyzioterapeutické jednotky. Proband sedí na stabilní ploše a provádí masáž a poté mobilizaci.

Nácvik „malé nohy“

Cílem tohoto cviku je provést zkrácení a zúžení chodidla v podélné i příčné ose s absencí flekčního držení prstů. Docílíme tak zvýraznění příčné i podélné klenby. První základní polohou se korigovaný sed (pánev v neutrálním postavení, sed na sedacích hrbolcích, flexe KOK a KYK do 90°, napřímená páteř). Zpočátku pasivně za dopomoci terapeuta, který fixuje patu a druhou HK zkracuje a protahuje nohu. Poté se pacient snaží pod kontrolou provést zmíněné zkrácení a zúžení nohy. Po zvládnutí je možné zvolit jinou výchozí polohu. (Janda & Vávrová, 1992).

Posílení svalů

Cvik č. 1 - Izolovaný cvik na m. extensor hallucis brevis, m. extensor hallucis longus. Výchozí poloha je korigovaný sed na židli či na velkém míči. Noha je v tzv. „trojopore“. Proband má za úkol provést extenzi palce s co nejmenší flexí ostatních prstů.

Cvik č. 2 – Cvik na extenzi II. až V. prstce. Výchozí poloha je stejná jako u cviku č. 1. Proband má za úkol extendovat prstce nohy s co nejmenším souhybem palce do flexe. Tento cvik posiluje m. extensor digitorum longus et brevis, mm. lumbricales.

Cvik č. 3 – tzv. „píďalka“. Výchozí poloha je stejná jako u cviku č. 1 a 2. Opět se klade důraz na dodržení zásad cvičení. Proband má za úkol pomocí aktivity prstů posunout akrum DK. Tento cvik je vhodný na posílení všech krátkých svalů nohy a flexorů a extenzorů palce a prstů. Pohyb jde z maximální extenze a abdukce prstů do maximální flexe, tím dojde k posunu akra po podložce. Pro lepší zpětnou vazbu může proband na podložku položit ručník a pohybem do „píďalky“ se snaží srolovat ručník, co nejbliže k sobě (bez pohybu akra dopředu).

Nákroky, dopady, plyometrie

Cvik č. 4. - Výchozí polohou je korigovaný stoj. Proband dále provede dřep, ze kterého provede dynamický odraz a opět dopadne na semiflektovaná DK a jde so dřepu. Tento cvik je obtížnější a je důležité klást důraz na kvalitu provedení a správnou korekci postavení nohou zejména u probandů s výrazným pronačním držením v hlezenních kloubech.

Cvik č. 5 - Výchozí poloha je korigovaný stoj. Proband provede maximální možnou plantární flexi, kterou docílí stoje na špičkách se současnou flexí HKK nad hlavu. Z této pozice dochází k dynamickému dopadu na jednu DKK v pozici s 90° flexí v KYK a KOK. Cvik je zaměřený na absorpci dopadových sil a na snahu udržet hlezenní kloub ve správném postavení během dynamického cvičení.

Cvik č. 6 – Výchozí polohou tohoto cviku je kontrolovaný stoj na jedné DK s 90° flexí druhé DK v KYK i KOK a dorzální flexí hlezna. Proband má za úkol simulovat běžecký krok i s běžeckou prací rukou za současného předklonu trupu a snahou o dotek ruky na podložku. Tento pohyb provádí HK kontralaterální ke stojné DK. Čili je instruován k tomu, aby z výchozí pozice lehce extendoval KOK s následnou extenzi KYK a dorzální flexí nohy. Následný úder paty je vynechám a noha přechází do plné EX v KYK i KOK za současné flexe trupu. Tento cvik je velmi dynamický a poměrně náročný na stabilitu, schopnosti kontrolovat tělo a koordinaci. Stejně charakterizována je disciplína překážkového běhu.

Labilní plocha – čočka

Pro cvičení na labilních plochách jsem zvolila čočku, kterou mají probandí v zázemí atletického klubu i doma.

Cvik č. 7 – Výchozí polohou je korigovaný stoj na čočce. Po zvládnutí tohoto cviku můžeme pokračovat dále ke korigovanému stoju bez zrakové kontroly.

Cvik č. 8 – Při korigovaném stoju na čočce se proband snaží o stoj na špičkách – plantární flexe a stoju na patách – dorzální flexe hlezenního kloubu. Cvik je prováděn pomalu s kladeným důrazem na vnímáním pohybů a korigováním stoje. Častou chybou je pohyb vycházející z KYK – trup je nakloněn dopředu a DKK a pánev má sklon k přepadávání dozadu.

Cvik č. 9 – Proband má za úkol udělat výpad na čočku. Tento cvik je náročný na správné udržení postavení tělesných segmentů, není vhodný během zahajovací části výzkumu. Provedení cviku vyžaduje určitou schopnost vnímání polohy tělesných segmentů. Cvičení je komplexní a je zaměřené na svalové skupiny celého těla, zejména však DKK.

Dynamický strečink

Cvik č. 10–Z dynamického strečinku jsem probandům vybrala cvik zaměřený na zvýšení rozsahu pohybu do dorzální a plantární flexe. Jedna DK probanda je opřena o chodidlo na tvrdém pěnovém čtverci/knize/krabici a druhá DK je opřena o flektované KOK. Proband je instruován k pohybu směrem ventrálním a dorzálním za fixované a stabilní polohy DK položené na vyvýšeném místě.

3.6 Kazuistiky

3.6.1 Kazuistika 1 – proband č. 1

Iniciály: DN

Pohlaví: muž

Ročník narození: 2005

Výška: 182 cm

Váha: 68 kg

Odrážecí noha: původně pravá, nyní po úrazu přeúčten na levou DK

NO: Po posledním tréninku skoku dalekého proband pozoroval edém a bolest hlezenního kloubu PDK. Stěžuje si na bolest plantární fascie LDK v úponu na kost patní.

OA:

11/2021 těžký výron PDK. Poté byl 2 měsíce bez zatížení DK a další 2 měsíce bez tréninku. Úraz se stal při fotbale – míč ho trefil do nohy z laterální strany, tím byla noha v inverzi a proband dopadl plnou vahou.

5/2019 ruptura m. adductor longus PDK, opakované natažení m. adductor longus – nedokáže určit kdy přesně, LDK natažený m. biceps femoris.

Dlouhodobá bolest levé plantární fascie u paty.

SA: fotbal, víceboj, sprinty, 110 m překážek, skok daleký

FA: -

AA: -

RA: nevýznamná

PA: student 3. ročníku gymnázia v Soběslavi

SocA: bydlí v panelovém domě s rodiči

Abusus: -

Předchozí rehabilitace (jen když to bude kotník): rehabilitace po výronu – postupné zatěžování PDK s postupnou rehabilitací zahrnující labilní plochy – po zlepšení přestal cvičit úplně

Aspekce vyšetření:

Pohled zezadu: Paty jsou kulaté. Achillova šlacha PDK v neutrální pozici na LDK je šlacha v pronačním držení. Noha a hlezenní kloub PDK viditelně s edémem bez zarudnutí. Muskulatura lýtkových svalů PDK je nepatrně větší. Popliteální a subgluteální rýhy jsou ve stejné výšce a symetrické. Pravá SIPS je výše než levá. Celkový úklon trupu na pravou stranu. Asymetrické thorakobrachiální trojúhelníky. Asymetrické postavení lopatek – pravá lopatka v abdukci s prominujícím angulus inferior. Hlava je více ukloněna na pravou stranu. Descendentní vlákna m. trapezius ve vyšším tonu než na levé straně.

Pohled z boku: Levý malleolus lateralis oteklý. Výrazná linie m. tensor fasciae latae na PDK. Pánev je v anteverzním postavení, s tím je spojená zvětšená bederní lordóza a následně zvětšená hrudní kyfóza. Fyziologická krční lordóza. Břišní stěna je lehce v prominenci. Ramenní klouby bilaterálně v protrakčním držení – pravé rameno více, hlava v předsunutém držení.

Pohled zepředu: Viditelné nerovnoměrné zatížení DKK s převahou stoje na LDK. Prsty jsou výrazně zatíženy. Noha LDK je v pronačním držení a PDK v neutrální pozici. PDK je oproti LDK v zevní rotaci. Postavení patell je asymetrické – na PDK je patella tažena

kraniálně a laterálně a na LDK je patella ve fyziologickém postavení, výrazné rozdíly v muskulatuře m. quadriceps femoris – m. vastus medialis a lateralis na LDK zvýšený tonus. Pravá SIAS je výš. Lateralizace abdominálního svalstva směrem doleva. Asymetrické thorakobrachiální trojúhelníky. Kaudální žebra na levé straně hrudníku prominují. Zvýšený tonus m. pectoralis major oproti levé straně. Výška bradavek symetrická. Postavení klavikul symetrické. Zvýšený tonus descendních vláken m. trapezius levé strany. Hlava je posunuta na pravou stranu.

Palpační vyšetření DKK:

Achillova šlacha – LDK bez omezení v pružnosti, fyziologické napětí; PDK omezení pružnosti laterálním směrem hmatem do písmene C

TrPs: m. quadratus lumborum pravé strany, LDK úpon plantární fascie, m. pectoralis bilaterálně, m. trapezius, m. subscapularis, m. sternocleidomastoideus, paravertebrální svaly bilaterálně

Zvýšená citlivost PDK v oblasti laterálního zadního stehenního svalu.

Vyšetření senzoryckých funkcí:

Dráždivost – bilaterálně mírně hypersenzitivní nohy bez výrazného ucuknutí

Grafestezie – bez problému rozeznal 3 písmena a 3 číslice

Pohybocit – proband dokázal popsat pohyby bez zaváhání

Vyšetření chůze:

Chůze je lehce kolébová. Délka kroku a báze je symetrická. Dopad na paty je tichý. Noha PDK je během středu stojné fáze v pronačním držení. Noha PDK jde po odrazu z palce do everze a až poté do neutrálního postavení ve fázi konečného švihů. Bilaterální odraz od palce. Chůze je téměř bez souhybu HKK.

Chůze o úzké bázi: Zvládal i přes lehké titubace na levou stranu. Viditelná práce v hlezenních kloubech.

Funkční testy:

Tabulka 1 – výsledky funkčních testů

	Vstupní vyšetření		Výstupní vyšetření	
	LDK	PDK	LDK	PDK
Přední zásuvkový test	Negativní	Negativní	Negativní	Negativní
Talar tilt test	Negativní	Negativní	Negativní	Negativní
External rotation test	Negativní	Negativní	Negativní	Negativní
Velého test	Negativní	Negativní	Negativní	Negativní

Zdroj: vlastní

Goniometrie [°]:

Tabulka 2 – výsledky goniometrického vyšetření probanda č. 1

	Vstupní vyšetření		Výstupní vyšetření	
	PDK	LDK	PDK	LDK
Dorsální flexe	4	10	4	10
Plantární flexe	38	42	42	44
Inverze	20	20	18	22
Everze	8	5	10	10

Zdroj: vlastní

Výstupní vyšetření:

Proband si již nestěžuje na edém a bolestivost PDK. Bolestivost plantární fascie PDK je mnohem mírnější. Naposled cítil bolest, když byl velmi unavený při soustředění. Nyní je zcela bez bolestí a problémů.

Celkové držení těla je lepší ve smyslu mírnějšího předsunutí hlavy. Zvýšené napětí levého m. trapezius je stále viditelné, avšak méně. Protrakční držení ramenních kloubů je nyní méně výrazné.

AŠ LDK je stále méně pružná na laterální stranu, ale pacient subjektivně popisuje zlepšení. TrPs m. quadratus plantae byl po pravidelné autoterapii zcela bez palpační citlivosti. Po týdenní aktivní dovolené opět cítil palpační citlivost. Nyní zlepšení. Bez palpační citlivosti je m. quadratus lumborum, m. trapezius a m. sternocleidomastoideus. Paravertebrální svaly mají vyšší tonus bilaterálně s TrPs.

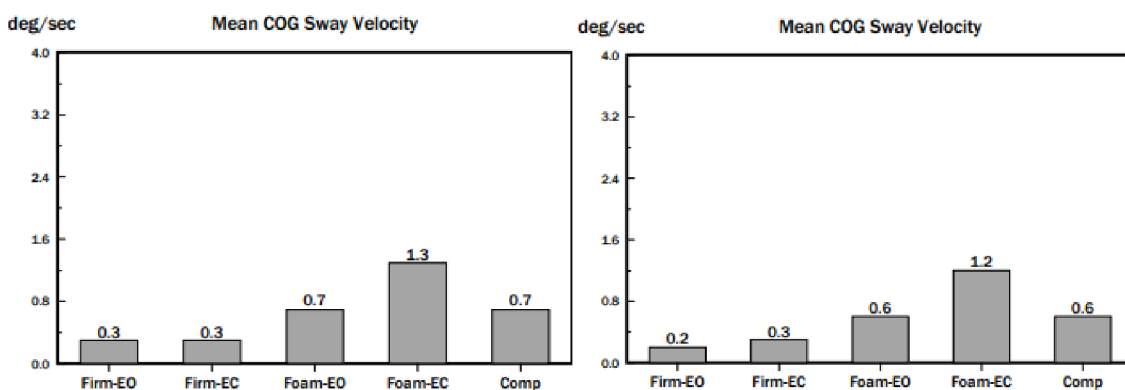
Proband nyní reaguje daleko klidněji na přejetí planty ostřejším předmětem. Grafestezie i pohybovitost na stejné úrovni.

Během goniometrického vyšetření došlo ke zlepšení aktivního kloubního rozsahu PDK při pohybu do everze o 2°, při plantární flexi o 4° a naopak se snížil kloubní rozsah PDK do inverze o 2°. Rozsahy hlezenního kloubu LDK se nejméně změnilo při pohybu do everze, a to o 5°.

Posturografické vyšetření:

Porovnání testu Modified CTSIB

Na základě porovnání výsledků z testování m-CTSIB je jasné, že došlo ke zlepšení průměrné hodnoty ze všech testů (COMP) o 0,1 deg/sec. U probanda došlo ke zlepšení tří ze čtyř testů vždy o hodnotu 0,1 deg/sec (Obr. 13, 14). Jeden test má zvýšenou hodnotu SV o 0,1 deg/sec, což znamená zhoršení.



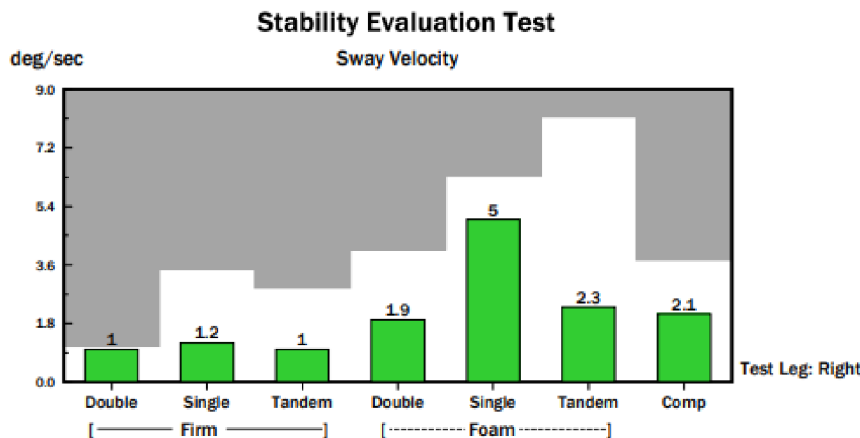
Obrázek 13: Report vstupního vyšetření m-CTSIB – vlevo (Zdroj: vlastní)

Obrázek 14: Report výstupního vyšetření m-CTSIB – vpravo (Zdroj: vlastní)

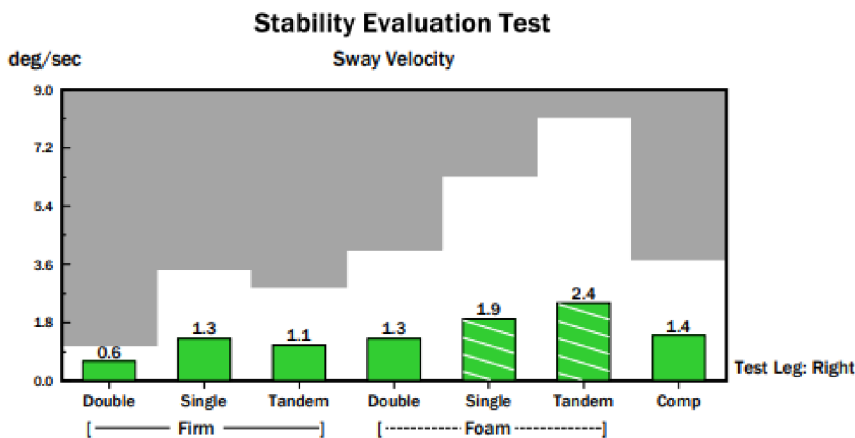
Porovnání testu Stability Evaluation test

Tento test, který podstoupil každý proband, probíhá vždy bez zrakové kontroly. V prvních třech úkolech stojí proband na pevné podložce a nejprve stojí, tak aby se mediální strany nohou navzájem dotýkaly (Double). Single je název pro testování stoje na jedné noze a slovem tandem se označuje tzv. tandemový stoj. Tyto výchozí polohy se poté opakují na měkké podložce.

Na základě porovnání průměrných hodnot (COMP) výsledků testů (Obr. 15, 16) hodnotících stabilitu jedince došlo ke zlepšení o 0,7 deg/sec. Za tento výsledek je nejvíce zodpovědný velký rozdíl ve výkonu probanda při stoji na jedné noze na měkkém povrchu, kde došlo ke zlepšení o 3,1 deg/sec a zlepšení času o 1,5 sekundy. Proband tento test dělal na druhý pokus z důvodu předčasného otevření očí.



Obrázek 15: Vstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)



Obrázek 16: Výstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

Porovnání vstupního a výstupního hodnocení stoje na odrazové a neodrazové DK

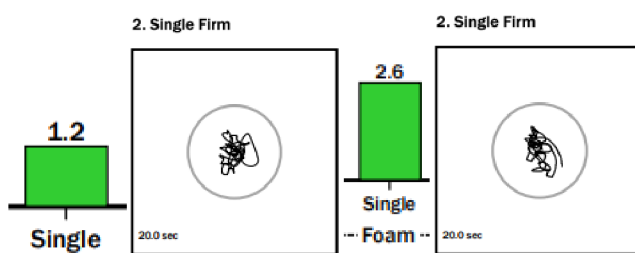
Při porovnání vstupního a výstupního stoje na odrazové DK (Obr. 17, 18) je zřejmé, že nedošlo ke zlepšení v případě stability odrazové nohy na pevném povrchu, ale na měkkém povrchu došlo ke zlepšení o 1,1 deg/sec SV.

Při porovnání vstupního a výstupního vyšetření stoje na neodrazové DK (Obr. 15, 16) došlo ke mírnému zhoršení stability neodrazové nohy na pevném povrchu, ale na měkkém povrchu došlo ke zlepšení o 1,1 deg/sec SV.

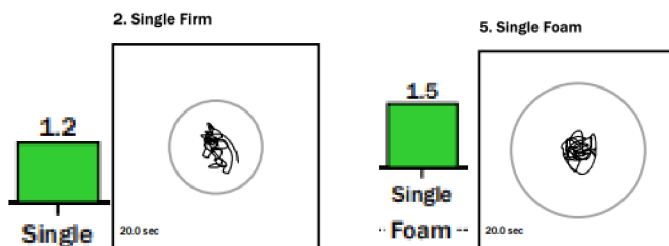
Porovnáním vstupních hodnot z vyšetření stoje na odrazové a neodrazové DK (Obr. 15, 17) lze považovat odrazovou DK za stabilnější pouze na měkké podložce, na pevné podložce byly přístrojem zaznamenány stejné hodnoty. Odrazová DK je tedy stabilnější.

Porovnáním výstupního vyšetření stoje na odrazové nohy a neodrazové DK (Obr.16, 18) jsem došla k výsledku hovořícímu pro vyšší stabilitu odrazové DK probanda. Na pevném povrchu byl proband stabilnější na odrazové noze o 0,1 deg/sec a na měkkém povrchu je liší hodnoty SV o 0,4 deg/sec ve prospěch odrazové nohy.

U toho probanda je žádoucí znovu zmínit jeho zranění, které vedlo k vystřídání a přeučení LDK z neodrazové nohy na odrazovou. K této změně došlo 7 měsíců před ukončením výzkumu s probandem (21. 7. 2022).



Obrázek 17: Vstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)



Obrázek 18: Výstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Porovnání Weight Bearing/Squat

Na základě procentního zhodnocení zatížené LDK (left) a PDK (right) došlo k mírnému zlepšení rozložení váhy zejména při klidovém stoji s extendovanými KOK na 0°. Jedině při 60° flexi v KOK zaznamenal přístroj změnu rozložení váhy k horšímu o 3 %.

Percentage Weight Bearing			Percentage Weight Bearing		
Angle	Left	Right	Angle	Left	Right
0°	45	55	0°	48	52
30°	48	52	30°	49	51
60°	49	51	60°	46	54
90°	44	56	90°	46	54

Obrázek 19: Vstupní (levý) a výstupní (pravý) Weight Bearing Test (Zdroj: vlastní)

Zhodnocení změny testů posturální stability po terapiích

Proband dosáhl zlepšení v pěti testovaných hodnotách (m-CTSIB, COMP Stability Evaluation, Stability Evaluation neodrazové DK – měkká podložka, Stability Evaluation odrazové DK – měkká podložka, Weight Bearing test). Stejný výsledek byl zaznamenán při testování Stability Evaluation odrazové DK na tvrdé podložce. Jedno zhoršení se ukázalo během testování Stability Evaluation neodrazové DK na tvrdé podložce. Odrazová DK je stabilnější.

3.6.2 Kazuistika 2 – proband č. 2

Iniciály: VO

Pohlaví: muž

Ročník narození: 2004

Výška: 180 cm

Váha: 85 kg

Odrazová noha: levá

NO: Bez bolesti a problémů

OA:

2/2022 - ruptura hamstringu LDK s hematomem – při náběhu na první překážku na trati 110 m překážek – měsíc a půl dlouhá rekonvalescence, prvotní obtíže již od 12/2021

1/2021 až 1/2022 tendinopatie ligamentum patellae

5/2022 - občasná bilaterální pocit bolesti plantární fascie při chůzi a běhu – objevilo se po změně obuvi

2017 - chronická bolest lumbální části zad trvající s od roku 2017 – bolest ustoupí při vysazení tréninku a po opětovné fyzické aktivitě je bolest výrazně horší. Po 2 týdnech se bolest ustálí a trvá až do pauzy od fyzické aktivity

FA: Zyrtec – ke zmírnění alergie během pylové sezóny

AA: pyl

SA: od 11 let atletika od 15 let specializace na 110 m překážek, desetiboj, oštěp

RA: matka DM II. typu, otec zdravý, sourozence nemá

PA: student 3. ročníku Střední průmyslové školy v Táboře

SocA: bydlí v bytě v rodiči

Abusus: -

Předchozí rehabilitace: posílení HSSP pro bolest zad

Aspekční vyšetření:

Pohled zezadu: Paty jsou kulaté. Pravá AŠ je v pronačním držení. Lýtkové svaly PDK jsou viditelně ve vyšším tonu. Naopak hamstringy LDK jsou ve vyšším tonu. Výška popliteálních a subgluteálních rýh je totožná. Thorakobrachiální trojúhelníky jsou asymetrické. Levá lopatka je elevována oproti pravé lopatce. Levý m. trapezius ve zvýšeném tonu oproti pravému. Hlava je v prodloužení páteře bez úklonu a rotací.

Pohled z boku: Malleolus lateralis symetrický. KOK ve fyziologickém postavení. Fyziologická křivka v délce celé páteře. Ramena bez protrakce. Hlava je bez přesunu.

Pohled zepředu: Prsty jsou uvolněné. Noha PDK je v pronační pozici a noha LDK v neutrální pozici. LDK je v zevní rotaci. Lýtkové svaly PDK viditelně ve vyšším tonu. Bilaterální tah patell kraniálním a laterálním směrem více na LDK. M. quadriceps femoris LDK ve vyšším tonu. SIAS ve stejné výšce. Kaudální žebra bez prominence. Prsní svaly na levé straně ve vyšším tonu. Levé rameno elevováno v porovnání s pravým. Klavikula na levé straně je mírně výš. M. trapezius levé strany ve zvýšeném tonu. Hlava bez rotace a úkolu.

Palpační vyšetření DKK:

Achillova šlacha – omezení pružnosti AŠ PDK laterálním směrem

TrPs: PDK – m. flexor hallucis brevis, quadratus plantae, m. abduktor hallucis, mm. peronei, m. semimebranosus; LDK - m. flexor hallucis brevis, quadratus plantae, m. gastrocnemius mediální hlava, mm. peronei, m. biceps femoris

Zvýšená citlivost PDK v oblasti laterálního zadního stehenního svalu.

Vyšetření senzoričkových funkcí:

Dráždivost – bilaterálně mírně hyposenzitivní plosky nohou

Grafestezie – bez problému rozeznal 3 ze 3 písmen a 3 ze 3 číslic

Pohybocit – proband popsal pohyby bez zaváhání

Vyšetření chůze

Délka kroku a báze je symetrická. Tichý dopad na paty. Dochází k bilaterálnímu odvíjení plosky přes malíkovou hranu a k viditelnému odrazu od palců. Elevace pravého hřebene kosti kyčelní s rotací pravé SIAS ventrálně. Chůze je bez souhybů PHK a souhyby LHK vychází z ramenního kloubu.

Chůze o úzké bazi nedělala probandovi žádné problémy. Bez výrazných titubací a ztráty kontroly nad stabilitou. Po celou dobu měl proband tendenci přepadávat na levou stranu.

Funkční testy:

Tabulka 3 – výsledky funkčních testů probanda č. 2

	Vstupní vyšetření		Výstupní vyšetření	
	LDK	PDK	LDK	PDK
Přední zásuvkový test	Negativní	Negativní	Negativní	Negativní
Talar tilt test	Negativní	Negativní	Negativní	Negativní
External rotation test	Negativní	Negativní	Negativní	Negativní
Velého test	Negativní	Negativní	Negativní	Negativní

Zdroj: vlastní

Goniometrie [°]:

Tabulka 4 – výsledky goniometrického vyšetření probanda č. 2

	Vstupní vyšetření		Výstupní vyšetření	
	PDK	LDK	PDK	LDK
Dorsální flexe	8	10	10	10
Plantární flexe	32	26	35	35
Inverze	26	10	30	25
Everze	18	18	15	15

Zdroj: vlastní

Výstupní vyšetření:

Proband popisuje objevení problémů v lumbální části páteře, se kterým má problém dlouhodobě. Bez problému na DKK.

Nedošlo k výrazným aspekčním změnám. Tonus m. triceps surae se zdá být více symetrický. Levé m. trapezius se jeví být v nižším napětí. Levé rameno a levá klavikula jsou již v méně asymetrickém postavení.

Propružení AŠ je bilaterálně bez problémů. Proband popisuje menší palpační citlivost TrPs m. quadratus plantae, m. abduktor hallucis a m. semimembranosus na PDK. Došlo k úplnému vymizení TrPs m. flexor hallucis longus PDK. TrPs levé DK jsou stále přítomny a až na m. gastrocnemius je snížena citlivost daných spoušťových bodů. Citlivost během palpace hamstringů je snížena.

Dráždivost planty je nyní fyziologická. Zlepšení souhybů HKK během chůze. Chůze o úzké bázi je beze změn.

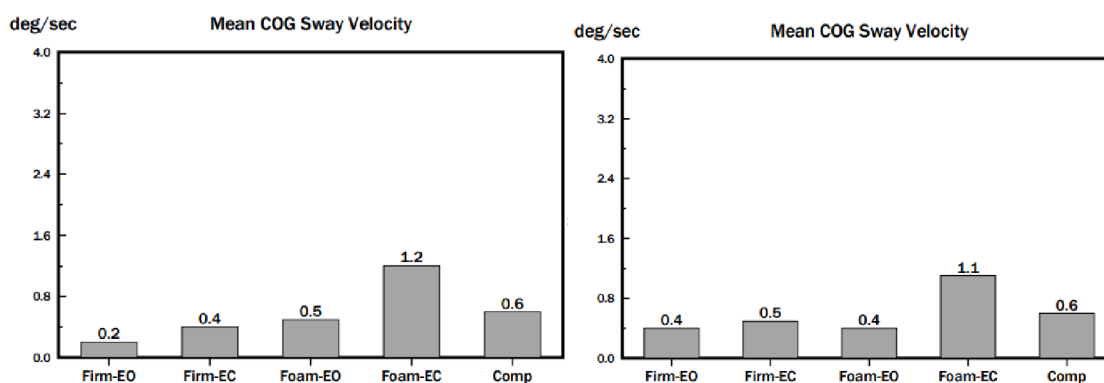
Došlo ke zlepšení všech rozsahů pohybů hlezenního kloubu, a to v rámci až deseti stupňů na LDK (plantární flexe). Proband subjektivně popisuje větší lehkost při odrazu a cítí se lépe při dopadu za překážkou i během běhu.

Proband udával zlepšení subjektivních pocitů během dne, a hlavně během tréninků. Cviky ze cvičebního protokolu ho velice bavily, jelikož není obvyklé cvičit během atletického tréninku na labilních plochách.

Posturografické vyšetření porovnání vstupního a výstupního vyšetření:

Porovnání testu Modified CTSIB

Na základě porovnání výsledků testů m-CTSIB je zřejmé, že průměrná hodnota všech testů (COMP) je na stejné hodnotě. Proband se zlepšil (nižší hodnota SV z výstupního vyšetření) pouze během testu Foam-EO (stoj na pěnové podložce, oči otevřené) a Foam-EC (stoj na pěnové podložce, oči zavřené).

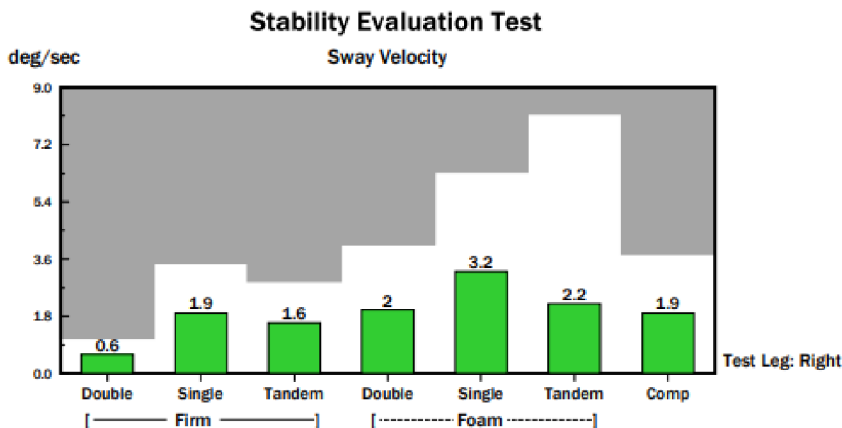


Obrázek 20: Report vstupního vyšetření m-CTSIB – vlevo (Zdroj: vlastní)

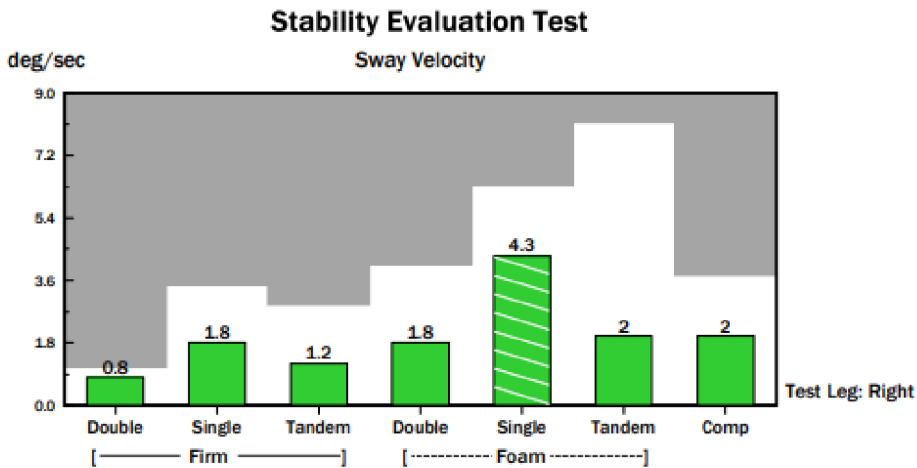
Obrázek 21: Report výstupního vyšetření m-CTSIB – vpravo (Zdroj: vlastní)

Porovnání testu Stability Evaluation test

Porovnání vstupního a výstupního vyšetření (Obr. 22, 23) probanda ukazuje zhoršení v průměrných hodnotách o 0,1 deg/sec SV. Probandovi se podařilo zlepšit svůj výkon během testu Single-Firm o 0,1deg/sec. Během tandemového stoje (stoj o úzké bazi) se zlepšil o 0,4 deg/sec. V test Double-Firm také prokázal zlepšení konkrétně o 0,2 deg/sec. Celkový výkon je velmi výrazně ovlivněn testem Single-Foam (Stoj na jedné noze na pěnové podložce), kdy bylo zaznamenáno zhoršení o 0,9 deg/sec. Testování tandemového stoje na pěnové podložce se sice zobrazilo jako zlepšení o 0,2 deg/sec.



Obrázek 22: Vstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)



Obrázek 23: Výstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

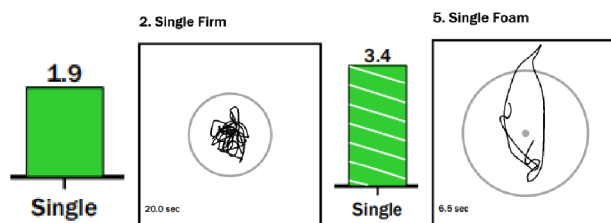
Porovnání testu Stability Evaluation test odrazové a neodrazové nohy

Komparací výsledků odrazové nohy došlo ke zlepšení stability odrazové DK během výzkumu (Obr. 24, 25). Na pevné podložce dosáhl proband zlepšení o 0,3 deg/sec.

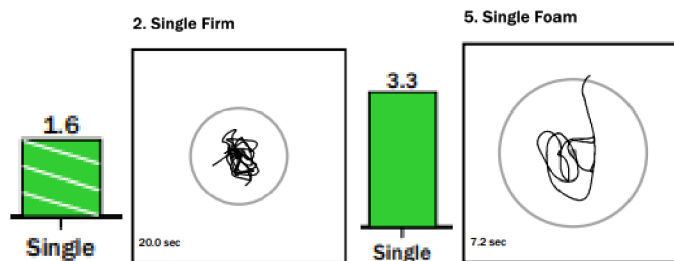
a na měkké podložce zaznamenal přístroj mírné zlepšení o hodnotu SV 0,1 deg/sec. Po dokončení výzkumu došlo k mírnému zlepšení stability neodrazové DK na pevné podložce a k výraznému zhoršení stability na měkké podložce, konkrétně o hodnotu SV 0,9 deg/sec.

Po vstupním vyšetření (Obr. 22, 24) se na základě výsledků jeví odrazová DK jako méně stabilní. Testováním na pevné podložce jsem zjistila stejné hodnoty a na měkké podložce vyšly výsledky ve prospěch nedorazové DK.

Po výstupním porovnání stoje na odrazové (LDK) a neodrazové (PDK) končetině jsem dospěla k jsem výsledku hovořící ve prospěch odrazové DK, kdy je hodnota SV o 0,2 deg/sec lepší na pevné podložce a o 1 deg/sec na měkké podložce.



Obrázek 24: Vstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)



Obrázek 25: Výstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Porovnání Weight Bearing/Squat

Během testování rozložení váhy mezi DKK v dřepu se hodnoty téměř nelišily (Obr. 26). Na základě výstupního vyšetření se o pár procent změnilo rozložení hmotnosti během 90° flexe KOK a to na 47 % na levé noze a 53 % na noze pravé.

Percentage Weight Bearing			Percentage Weight Bearing		
Angle	Left	Right	Angle	Left	Right
0°	49	51	0°	49	51
30°	51	49	30°	50	50
60°	51	49	60°	49	51
90°	51	49	90°	47	53

Obrázek 26: Vstupní (levý) a výstupní (pravý) Weight Bearing Test (Zdroj: vlastní)

Zhodnocení změny testů posturální stability po terapiích

Po prozkoumání reportů z výstupního vyšetření se probandovy výsledky zlepšily ve třech případech (Stability Evaluation odrazové DK na měkké i pevné podložce a Stability Evaluation test neodrazové DK na pevné podložce). Žádná změna nebyla zaznamenána po dvou testování (m-CTSIB a Weight Bearing testu). Horších výsledků dosáhl proband ve dvou případech (COMP Stability Evaluation test, Stability Evaluation test neodrazové DK na měkké podložce).

Odrazová DK probanda je jednoznačně stabilnější v porovnání s neodrazovou DK.

Interpretace výsledků tohoto probanda bude lehce pozitivní. Po absolvování terapií dosáhl proband na mírné zlepšení více testech (tři) než se zhoršil (dva testy) a dva testy vyšly beze změny.

3.6.3 Kazuistika 3 – proband č. 3

Iniciály: KS (Kateřina Strusková)

Pohlaví: žena

Ročník narození: 2002

Výška: 168 cm

Váha: 58 kg

Odrazová noha: pravá

NO: bez bolestí a problémů, ploché nohy

OA: operace žádné, bez vážných úrazů, zlomenin a onemocnění

FA: Desloratadin – ke zmírnění alergie během pylové sezóny

AA: pyl

SA: Atletice se proband začal věnovat ve věku 7 let a na republikové závodní úrovni od 13 let. Od 14 let se specializuje na sprinterské tratě a na trať 100 m překážek.

RA: otec hypertenze kompenzovaná

PA: studentka prvního ročníku bakalářského studia fyzioterapie v Plzni, brigáda jako prodavačka

SoA: bydlí s rodiči v bytě nebo na koleji

Abusus: -

Předchozí rehabilitace: cvičení na plochou nohu (2013)

Aspekční vyšetření

Aspekce zezadu: Paty jsou kulaté. Bilaterálně pronační držení nohou s velmi výraznou pronací AŠ LDK. Asymetrická svalovina bérceových svalů. Levá popliteální a subgluteální rýha je výš. Viditelně vyšší tonus zadních stehenních svalů a gluteálních svalů LDK. SIPS je výš na pravé straně. Pravý thorakobrachiální trojúhelník je menší. Bilaterálně prominentní margo medialis scapule. Pravá lopatka mírně abdukována a levá lopatka a ramenní kloub v elevaci. Vyšší tonus descendentních vláken m. trapezius levé strany. Hlava je v úklonu doprava.

Aspekce z boku: Těžiště těla je viditelně posunuto ventrálně. Bilaterálně zkrácený m. tensor fasciae latae PDK výraznější. Anteverze pánve spojená s větší lordotizací lumbálního úseku páteře. Břicho je vypouklé. Zvětšená kyfóza hrudní páteře s mírnou protrakcí ramenních kloubů bilaterálně. Hlava v předsunutém držení.

Aspekce zepředu: Prsty jsou volně položeny na podložce. Bilaterální nález diagnózy hallux valgus. Výrazné pronační držení nohou na obou stranách – výraznější na LDK. Asymetrické postavení patell – patella PDK výše než na LDK, kde je patella tažena laterálně a lehce kraniálně. M. quadriceps femoris LDK ve zvýšeném tonu s viditelným m. vastus lateralis. Trup s hrudníkem nakloněn na pravou stranu. Levá klavikula a ramenní kloub jsou výše než na pravé straně. Hlava je tažena vpravo.

Palpační vyšetření DKK:

AŠ - PDK více v napětí při pokusu o pro pružení laterálním směrem do „C“ proximálně od místa úponu.

TrPs – m. gluteus maximus, m. tensor fasciae latae – LDK, levý m. subscapularis a m. trapezius, TrPs v oblasti subokcipitálních svalů bilaterálně

Kůže je neopocená, bez míst s rozdílnou teplotou.

Mediální strana m. gastrocnemius medialis ve větším napětí než laterální strana – bilaterálně na PDK více výrazné. PDK palpačně citlivý m. popliteus.

Vyšetření sensorických funkcí:

Dráždivost – fyziologická senzitivita na PDK, LDK hyposenzitivita

Grafestezie – bez problému rozeznala 3 písmena ze 3 a 3 číslice ze 3

Pohybocit – popis pohybů bez chyby

Vyšetření chůze

Délka kroku je symetrická a baze stejně široká. Odvíjení planty na levé i pravé noze je plynulé. Tichý dopad paty s následným odvíjením planty přes malíkovou hranu se zvýrazněním pronace nohy. Bilaterální absence odrazu od palce. LDK vázne plná extenze KOK při dopadové fázi LDK. PDK plná extenze KOK. Během ná kročné fáze dochází k poklesu levého hřebene kosti kyčelní. Chůze s minimálním souhybem HKK, lepší práce PHK. Pohyb, i když minimální, vychází z ramenních kloubů.

Chůze o úzké bázi dělala probandovi velké problémy. Výrazné titubace a snaha o vyrovnání HKK. Obě nohy v pronačním držení – výraznější na LDK.

Funkční testy:

Tabulka 5 – výsledky funkčních testů probanda č. 3

	Vstupní vyšetření		Výstupní vyšetření	
	LDK	PDK	LDK	PDK
Přední zásuvkový test	Negativní	Negativní	Negativní	Negativní
Talar tilt test	Pozitivní do inverze	Negativní	Pozitivní do inverze	Negativní
External rotation test	Negativní	Negativní	Negativní	Negativní
Velého test	Negativní	Negativní	Negativní	Negativní

Zdroj: vlastní

Goniometrie [°]:

Tabulka 6 – výsledky goniometrického vyšetření probanda č. 3

	Vstupní vyšetření		Výstupní vyšetření	
	PDK	LDK	PDK	LDK
Dorsální flexe	10	12	15	10
Plantární flexe	48	44	45	48
Inverze	31	28	34	30
Everze	13	19	15	15

Zdroj: vlastní

Výstupní vyšetření:

Došlo k mírnému vylepšení držení těla aspekčním vyšetřením. Proband již nemá těžiště přenesené tolik ventrálně. V oblasti ramenního kloubu, který je nyní na LHK méně elevován a je sníženo protrakční držení. Zvýšený tonus levého m. trapezius stále přetrvává. Levá klavikula se zdá být více symetrická s pravou. Thorakobrachiální

trojúhelníky jsou více symetrické. M. quadriceps femoris levé DK je ve vyšším tonu s vyrýsovaným m. vastus medialis et lateralis. Tonus m. triceps surae se zdá být více symetrický. Levé m. trapezius se jeví být v nižším napětí.

Propružení AŠ je nyní bilaterálně bez odporu. M. gastrocnemius ve větším napětí na LDK, a naopak hamstringy PDK jsou ve vyšším tonu. Proband popisuje velké zlepšení v palpační citlivosti spoušťových bodů, kdy došlo ke zlepšení hlavně v oblasti levého m. pectoralis a m. trapezius. Naopak se objevila palpační citlivost PDK v místě úponu m. flexor hallucis brevis a m. abduktor hallucis. Během vyšetření chůze došlo ke zlepšení odrazu od palce bilaterálně. Souhyby HKK jsou výraznější a vycházejí z ramenních kloubů.

Nedošlo ke změnám dráždivosti, pohybcitu ani grafestezie. Během vyšetření chůze pravděpodobně došlo ke zlepšení během fáze odrazu od palce bilaterálně. Chůze o úzké bázi je beze změn.

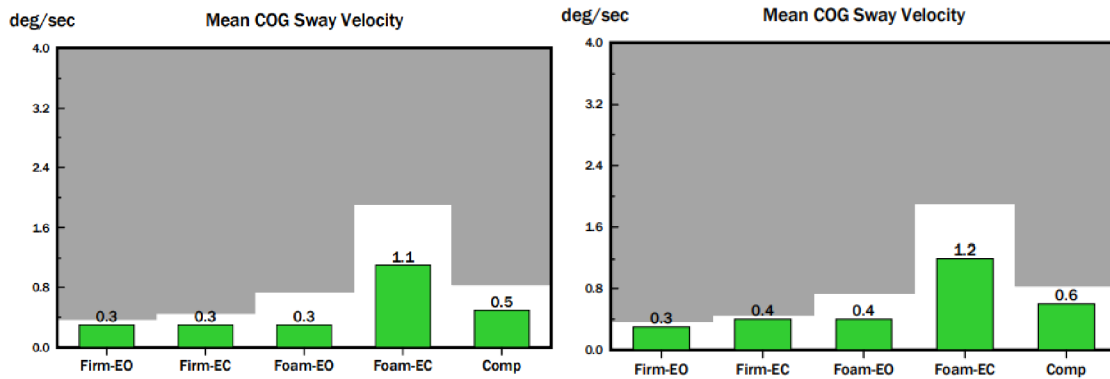
V rámci goniometrického vyšetření došlo během některých pohybů ke zlepšení a naopak. Rozsah hlezenního kloubu PDK se v dorzální flexi posunul z hodnoty 10° na 15°. Zbylé hodnoty rozsahu pohybu v hlezenních kloubech se změnil v rámci 4°, některé se zvětšily (plantární flexe, inverze LDK a inverze a everze PDK).

Probanda překvapila náročnost cviků, které se s prožitím a vnímáním aktivace jednotlivých svalů staly náročnější a efektivnější. Nejpřínosnější shledává cviky na čochce.

Posturografické vyšetření porovnání vstupního a výstupního vyšetření:

Porovnání testu Modified CTSIB

Na základě porovnání hodnot z testování m-CTSIB (Obr. 27, 28) je zřejmé, že u probanda nedošlo ke zlepšení na základě průměrné hodnoty (COMP), která je po proběhnutí výzkumu horší hodnotu o 0,1 deg/sec. U tří ze čtyř testů přístroj zaznamenal hodnotu o 0,1 deg/sec horší než v případě vstupního vyšetření. Stejného výsledku dosáhl proband při testování stoje na pevném povrchu se zrakovou kontrolou.

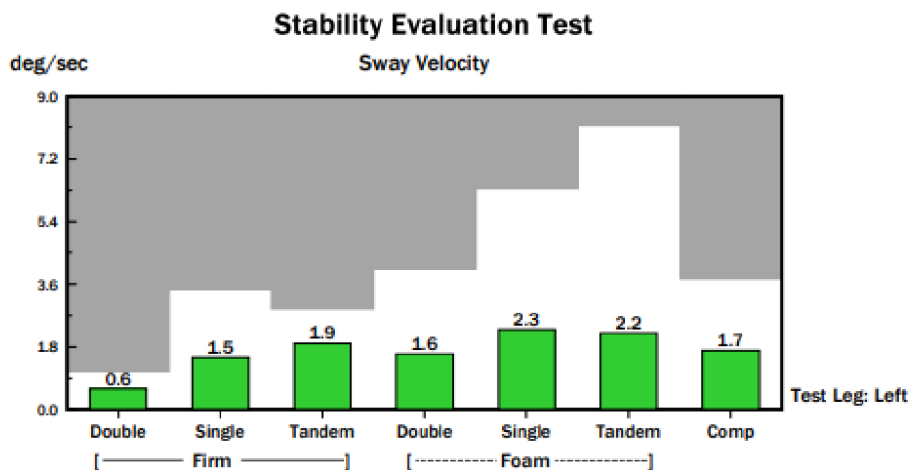


Obrázek 27: Report vstupního vyšetření m-CTSIB – vlevo (Zdroj: vlastní)

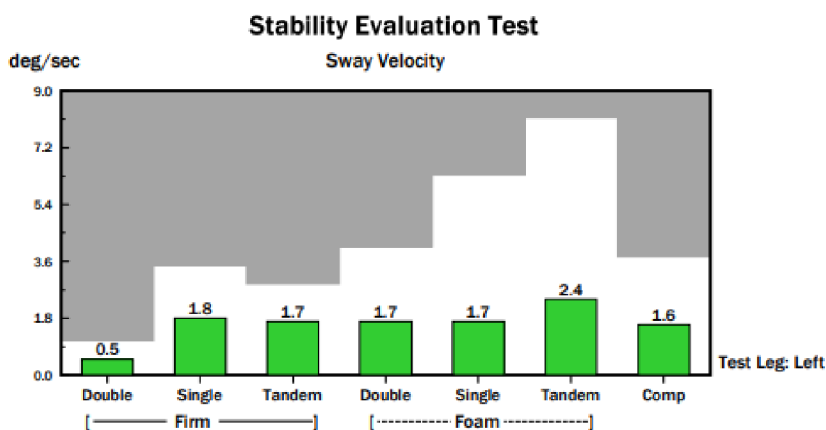
Obrázek 28: Report výstupního vyšetření m-CTSIB – vpravo (Zdroj: vlastní)

Porovnání výsledků testu Stability Evaluation

Výstupy (Obr. 29, 30) z hodnocení stability jsou na základě průměrné hodnoty SV testů (COMP) lepší o 0,1 deg/sec, což značí mírný pokrok. Probandovi se podařilo zlepšit ve všech dílčích testech kromě stoje na neodrazové DK na pevné podložce, kde se zhoršil o 0,3 deg/sec a v tandemovém stoji na měkké podložce došlo ke zhoršení o 0,2 deg/sec.



Obrázek 29: Vstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)



Obrázek 30: Výstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

Porovnání vstupního a výstupního hodnocení stoji na odrazové a neodrazové DK

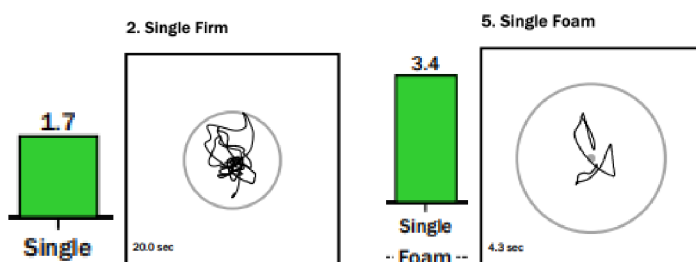
Pro odrazovou DK (Obr. 31, 32) se výsledky zlepšily v obou případech, kdy je odrazová DK na pevném povrchu stabilnější o 0,2 deg/sec a na měkké podložce se hodnoty SV změnilo o 0,4 deg/sec k lepšímu.

Testy se pro neodrazovou DK (Obr. 29, 30) se po uplynutí výzkumu zhoršily na pevné podložce o 0,3 deg/sec a naopak na měkké podložce se výsledky SV zlepšily o 0,6 deg/sec.

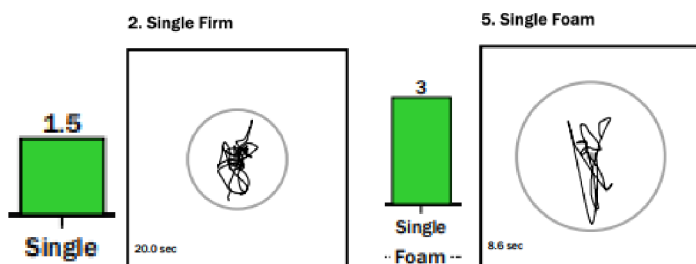
Porovnáním vstupních (Obr. 29, 31) reportů DKK je zřejmé, že jsou hodnoty odrazové DK na obou podložkách horší a to o 0,2 v případě pevné podložky a o 1,1 v případě měkké podložky. Stabilnější noha byla neodrazová.

S nejasným závěrem lze interpretovat výsledky výstupních vyšetření odrazové a neodrazové DK. Hodnoty SV na pevné podložce hovoří pro stabilnější odrazovou DK, zatímco na měkké podložce se jeví neodrazová DK jako stabilnější o hodnotu 1,3 deg/sec.

Tři ze čtyř testů hovoří pro větší stabilitu neodrazové DK.



Obrázek 31: Vstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)



Obrázek 32: Výstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Porovnání rozložení váhy na DKK

Při porovnávání hodnot (Obr. 33) z testu procentuálního rozložení tělesné váhy na obě DKK jsem dospěla k závěru, že se probandovo rozložení nepatrně zhoršilo ve třech testech ze čtyř, kdy v tom čtvrtém zůstaly hodnoty na 50 %, což svědčí k dokonalému rozložení váhy mezi DKK.

Percentage Weight Bearing			Percentage Weight Bearing		
Angle	Left	Right	Angle	Left	Right
0°	49	51	0°	47	53
30°	50	50	30°	50	50
60°	51	49	60°	53	47
90°	49	51	90°	48	52

Obrázek 33: Vstupní (levý) a výstupní (pravý) Weight Bearing Test (Zdroj: vlastní)

Zhodnocení změny testů posturální stability po terapiích

Kompletací výsledků jsem došla k závěru, že se po terapeutickém zásahu a aplikaci protokolu se zlepšil proband ve čtyřech testech (COMP Stability Evaluation test, Stability Evaluation odrazové DK na pevné podložce, Stability Evaluation neodrazové DK na měkké podložce). Posun hodnot poukazující na zhoršení hodnot se udál u testu Stability Evaluation neodrazové DK na pevné podložce, m-CTSIB a weight bearing testu, kdy se proband zhoršil (ve třech ze čtyř dílčích úkolů). Odrazová DK je stabilnější pouze na pevné podložce. Na měkké podložce je výrazně méně stabilní než neodrazová DK.

3.6.4 Kazuistika 4 – proband č. 4

Iniciály: ŠU (Šimon Urbánek)

Pohlaví: muž

Ročník narození: 2005

Výška: 184 cm

Váha: 72 kg

Odrazová noha: levá

NO: bolest LKOK kaudálně a laterálně pod patellou při plné flexi i bez zatížení – po chvíli ostrá bolest a problém s extenzí LKOK.

OA: 2014 úraz při přeběhu 110 m překážek v tréninku – distorze pravého horního hlezenního kloubu (2014) – sádra na 1 měsíc, bez operací, zlomenin

FA: -

AA: -

SA: Od cca 8 let atletika. Od roku 2014 zaměření na skok vysoký a 110 m překážek.

RA: Kompenzovaná hypertenze – otec

PA: Student maturitního ročníku Biskupské gymnázium v Českých Budějovicích

SocA: Žije v dvougeneračním rodinném domě s rodiči a prarodiči

Abusus: -

Předchozí rehabilitace: -

Aspekční vyšetření:

Aspekce zezadu: Paty kulaté. Bilaterální pronační držení AŠ, velmi výrazné na LDK. Lýtkové svaly LDK jsou ve vyšším tonu oproti PDK. Popliteální rýhy symetrické, taktéž subgluteální rýhy jsou symetrické. Hamstringy LDK jsou v nižším svalovém tonu jinak symetrické. Pravá SIPS je výš. Asymetrie thorakobrachiálních trojúhelníků. Viditelně zvýšený tonus pravých paravertebrálních svalů. Prominentní angulus inferior scapule levé

strany. Lopatka je mírně v abdukci. Vyšší napětí descendentních vláken m. trapezius. Hlava v prodloužení páteře.

Aspekce z boku: Těžiště je výrazně posunuto ventrálně. Bilaterální zevní rotace DKK. Lehce antevertzní držení pánve s mírnou lordotizací bederní páteře spojenou s vypouklou břišní stěnou. Výrazná lordotizace Th/L přechodu kompenzovaná výrazně zvýšená kyfotizací hrudního úseku páteře. Viditelné odstáté držení lopatek výraznější na levé straně. Bilaterální protrakce ramenních kloubů více na levé straně. Hyperlordóza krční páteře v kombinaci s předsunutým držením hlavy.

Aspekce stoje zepředu: Proband se opírá výrazně o prsty. Zevní rotace DKK bilaterálně. Bilaterální nález hallux valgus. Výrazné pronační držení LDK. Vyšší tonus m. gastrocnemius medialis LDK. M. quadriceps femoris LDK je ve vyšším tonu s vyrýsovaným m. vastus medialis. Patella LDK je výš než na pravé noze jinak bilaterálně v neutrálním postavení. Výrazné kontury adduktorů KYK bilaterálně. Pravá SIAS je lehce výš. M. rectus abdominis ve vyšším tonu na pravé straně. Viditelné propadliny v oblasti tříselných kanálů. Vyšší tonus levého m. pectoralis major. Thorakobrachiální trojúhelníky jsou mírně asymetrické. Napětí levého m. trapezius je vyšší s čímž je spojená i mírná elevace klavikuly stejné strany v porovnání s druhou.

Palpační vyšetření DKK:

AŠ – Výrazné boule na laterální straně šlach v místě úponu. Na PDK vážne laterální propnutí a naopak u levé nohy mediální propnutí AŠ.

TrPs – TrPs bilaterálně tensor fasciae latae, mm. adductor brevis, bilaterální TrPs v paravertebrálních svalech téměř v celém průběhu svalů, m. levator scapulae bilaterálně, levý m. trapezius, m. piriformis bilaterálně

Vyšetření senzorických funkcí:

Dráždivost – hypersenzitivita výraznější na PDK

Grafestezie – bez problému rozeznal 3 písmena ze 3 a 3 číslice ze 3

Pohybocit – proband dokázal popsat pohyby bez zaváhání

Vyšetření chůze

Chůze je pomalejší. Délka kroku a šíře báze je symetrická. Dopad paty je středně hlasitý. Po kontaktu paty s podložkou se odvíjí ploska po malíkové hraně. Bilaterálně chybí odraz z palce, který je téměř po celou dobu (mimo střed stojné fáze) v extenzi. Souhyby HKK jsou symetrické se začátkem pohybu v loketním kloubu.

Chůze o úzké bázi je pro probanda obtížnější. Proband je po celou dobu ve výrazných titubacích. Přepadává více na levou stranu.

Funkční testy:

Tabulka 7 – výsledky vstupních funkčních testů probanda č. 4

	LDK	PDK
Přední zásuvkový test	Negativní	Negativní
Talar tilt test	Negativní	Negativní
External rotation test	Negativní	Negativní
Velého test	Stupeň č. 2	Stupeň č. 2

Zdroj: vlastní

Goniometrie [°]:

Tabulka 8 – výsledky vstupního goniometrického vyšetření probanda č. 4

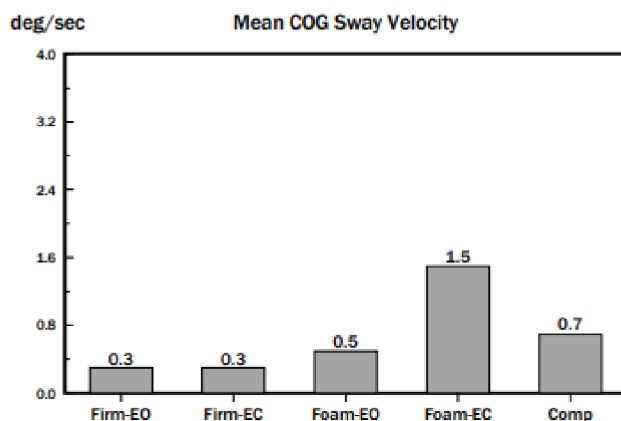
	PDK	LDK
Dorsální flexe	15	14
Plantární flexe	25	28
Inverze	25	30
Everze	18	18

Zdroj: vlastní

Výsledky vstupního posturografické vyšetření

Test m-CTSIB

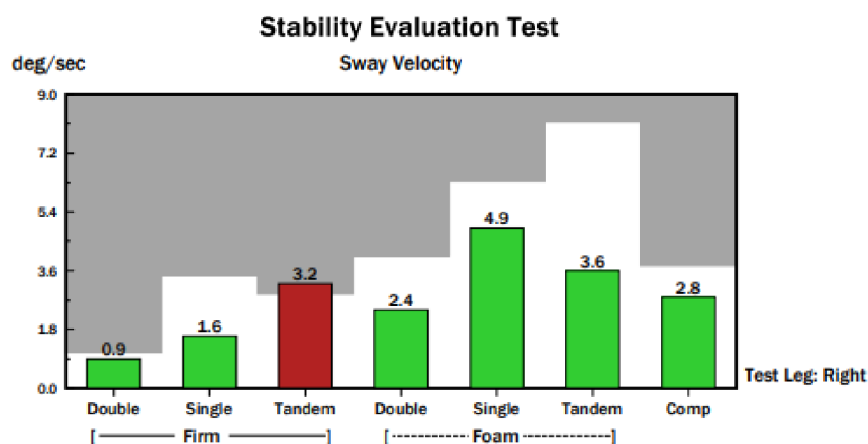
Na základě výstupu (Obr. 34) z tohoto testování je očividné, že má proband podobný výsledek jako proband č. 1 se stejnou hodnotou COMP tohoto testu.



Obrázek 34: Report vstupního vyšetření m-CTSIB (Zdroj: vlastní)

Výstup z testování Stability Evaluation Test

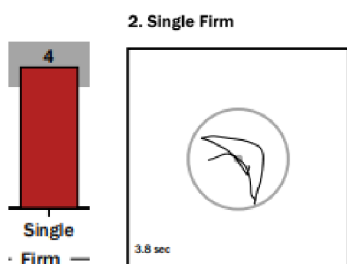
Z reportu (Obr. 35) toho testu je jasné, že měl proband velké problémy, čemuž nasvědčují vyšší hodnoty každého z testu od tandemového stoje na tvrdém povrchu po hodnotu COMP. Špatnou stabilitu naznačuje červeně zbarvený sloupec zasahující do šedě označeného pole. Toto pole slouží pro porovnání výsledků daného testu s ostatními pacienty stejného věkového rozpětí. Výsledek mohl být ovlivněn psychickým stavem. Proband reagoval již na popis základního postavení testu rozpačitě.



Obrázek 35: Vstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

Vstupní Stability Evaluation test stoje na odrazové DK

Jak je patrné z report (Obr. 36) proband opět nedokázal udržet stabilitu po celou dobu. Ze silové plošiny sestoupil již po 3,6 s a jeho výsledek zhodnocující SV dosáhl podprůměrné hodnoty 4 deg/sec. Bohužel nemám výsledek testu na měkké podložce, jelikož proband odmítl tento test plnit.



Obrázek 36: Vstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Porovnání odrazové a dopadové DK

Porovnání u probanda č. 4 jednoznačně hovoří pro lepší stabilitu neodrazové DK o markantní rozdíl hodnoty SV o 2,4 deg/sec. Po odmítnutí probanda podstoupit test na měkké podložce nejsem schopna zrealizovat porovnání DKK na měkké podložce.

Výsledky vstupního vyšetření Weight Bearing/Squat

Na základě výsledku (Obr. 37) je zřejmé, že proband nemá žádný problém s rozložením váhy na DKK. Procentuální hodnoty jsou téměř dokonalé.

Percentage Weight Bearing		
Angle	Left	Right
0°	50	50
30°	51	49
60°	49	51
90°	51	49

Obrázek 37: Vstupní Weight Bearing Test (Zdroj: vlastní)

Zhodnocení vstupního vyšetření:

Již během probandova vstupu do dveří byla znatelná míra nervozity. Proband nikdy nebyl na rehabilitaci ani na podobném vyšetření. Komunikace s ním byla zprvu obtížnější, kdy proband odpovídal pouze na otázky, ale postupem času se rozpoval o zranění a atletice,

kteře se věnuje. Během posturografického vyšetřeni nervozita opět vzrostla, což se dle mého názoru projevilo na výsledcích testů. Jeden z testů odmítl plnit. Držení těla probanda vyžaduje zásah zejména z důvodu opravdu výrazné kyfotizace hrudní páteře a pozice lopatek. Palpační vyšetřeni odhalilo četné zřetězení TrPs.

Výstupní vyšetřeni:

Proband se bohužel nemohl dostavit z důvodu tříštivé fraktury distální ulny a radia po pádu. Bylo přistoupeno k chirurgickému zákroku.

3.6.5 Kazuistika 5 – proband č. 5

Iniciály: LČ

Pohlaví: žena

Ročník narození: 2003

Výška: 174 cm

Váha: 63 kg

Odrasová noha: pravá

NO: bolest levé AŠ bez ranních ztuhlostí a krepitací

OA:

2016 – při skoku přes potok distenze levého hlezenního kloubu

7/2020 - - distenze levého hlezenního kloubu během soustředění – při tréninku odrazů dopadla na LDK při noze v inverzním držení - 2 dny odpočinek poté plný trénink

9/2020 – opět distenze levého hlezenního kloubu při tréninku – pauza a zpět do tréninku po pár dnech

2021 – patelární tendinitida LDK po dobu 6 měsíců – po měsíční pauze bolest zmizela poté trénink trojskoku kombinovaný s překážkovým během – opět bolest

1/2022 – Shin Splint LDK – mediální tibiální stresový syndrom

2/2022 – bolest levého KOK a KYK od té doby udává proband vjem, že noha cítí jinak

Dlouhodobá a nepravidelná bolest kaudálně od malleolus lateralis při druhém odrazu stejné DKK během trojskoku – ostrá bolest – poté nemůže pokračovat v tréninku.

FA: žádná

AA: jahody, laktóza

SA: atletika od 10 let, specializace na 100 m překážek a trojskok od 14 let

RA: matka hallux valgus po chirurgickém zákroku

PA: studentka 3. ročníku OA v Českých Budějovicích

SocA: bydlí v panelovém bytě s rodiči

Abusus: žádný

Předchozí rehabilitace: žádné

Aspekční vyšetření:

Aspekce zezadu: Paty jsou kulaté. AŠ v pronačním postavení. Lýtkové svaly jsou symetrické, stejně tak výška popliteálních a subgluteálních rýh. Bilaterální valgózní držení KOK. Bilaterální rotace femuru dovnitř. Levá SIPS je výš v porovnání s pravou. Thorakobrachiální trojúhelník je menší na levé straně. Pravé rameno je lehce elevováno. Hlava je v prodloužení páteře. Celkový úklon horní části těla na levou stranu.

Aspekce z boku: Výrazná anteverze pánve spojená s hyperlordózou bederní páteře, na kterou navazuje hyperkyfóza hrudního úseku páteře a mírně zvětšená lordóza krční páteře spojená s přesunutým držením hlavy. Bilaterálně prominentní kaudální páry žeber.

Aspekce zepředu: Prsty jsou volné. Nohy jsou bilaterálně ve velmi pronačním držení. Lýtkové svaly LDK se zdají být ve vyšším tonu. Bilaterální tah patell mediálním směrem. Patella PDK je postavená výš. Vyšší tonus adduktorů PDK. Výrazná linie na PDK od m. tensor fasciae latae. M. quadriceps femoris LDK je celkově ve vyšším tonu. Břicho vyklenuté. Vnitřní rotace PHK.

Palpační vyšetření:

AŠ - PDK AŠ s rezistencí na obě strany - propuštění vázne zejména na laterální stranu;
LDK – AŠ pohyblivost je minimální, propuštění vázne na obě strany, mírný otok nad úponem AŠ, AŠ palpačně velmi citlivá

TrPs – LDK - m. gastrocnemius, m. soleus LDK, m. flexor hallucis longus, m. tensor fasciae latae, m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. piriformis, paravertebrální svaly, m. rectus abdominis, m. pectoralis, m. levator scapule, m. trapezius

PDK – m. flexor hallucis longus, m. abduktor hallucis, m. gastrocnemius, m. piriformis, m. rectus abdominis, m. pectoralis, m. trapezius

Vyšetření senzorických funkcí:

Dráždivost – bilaterálně mírně hyposenzitivní nohy se slabou reakcí

Grafestezie – proband rozeznal 2 ze 3 písmen a 3 ze 3 číslic

Pohybocit – probandovi trvalo delší dobu, než popsal směr pohybu, ale popis byl správný

Vyšetření chůze

Chůze je rychlá se symetrickou délkou kroku i bázi. Dopad paty na podložku není hlasitý. Nohy jsou bilaterálně při odvíjení planty v silně pronačním držení. Proband se odráží z palců. Špičky směřují dovnitř. Dochází k valgóznímu postavení kolen se velmi výraznou vnitřní rotací PDK. LDK je také v rotaci. Chůze je téměř bez souhybů HKK.

Chůze o úzké bázi – chůzi o úzké bázi zvládá proband se mírnými problémy. Proband přepadává spíše na levou stranu. Při chůzi je na první pohled znatelná vnitřní rotace femuru spojená s valgózitou DKK.

Funkční testy:

Tabulka 9 – výsledky funkčních testů probanda č. 5

	LDK	PDK
Přední zásuvkový test	Pozitivní	Negativní
Talar tilt test	Negativní	Negativní
External rotation test	Negativní	Negativní
Velého test	Negativní	Negativní

Zdroj: vlastní

Goniometrie [°]:

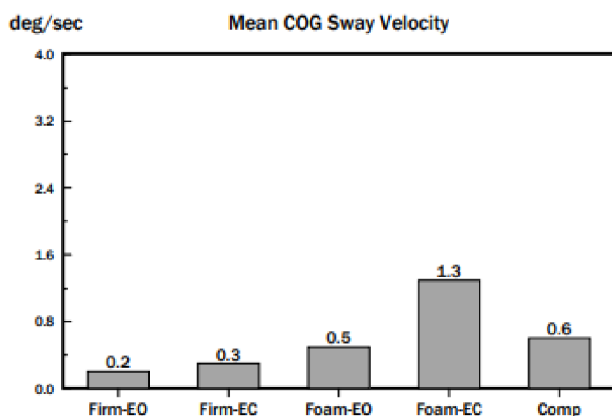
Tabulka 10 – výsledky goniometrického vyšetření probanda č. 5

	PDK	LDK
Dorsální flexe	10	8
Plantární flexe	50	45
Inverze	32	24
Everze	0	3

Vstupní posturografické vyšetření

Výsledky m-CTSIB

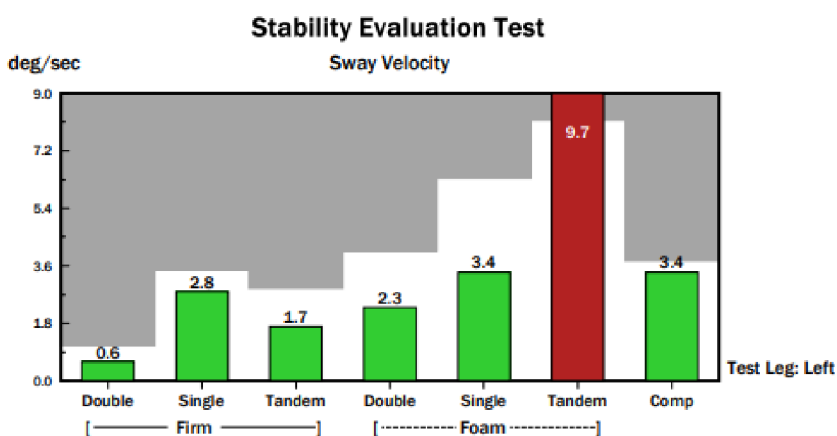
Na základě tohoto testu (Obr. 38) je jasné, že proband č. 5 dosáhl v porovnání s ostatními probandy stejně hodnoty COMP SV a to 0,6 deg/sec. Stejného výsledku dosáhl při vstupním vyšetření proband č.2, 3.



Obrázek 38: Report vstupního vyšetření m-CTSIB (Zdroj: vlastní)

Výstup z testování Stability Evaluation Test

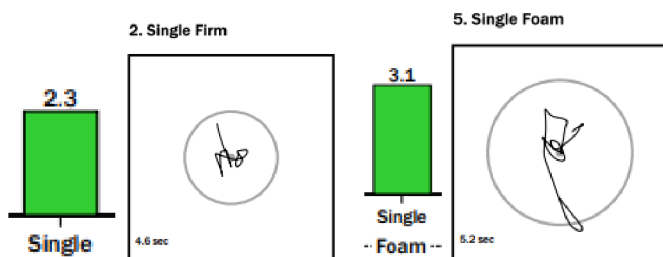
Proband dosáhl suverénně nejhorších hodnot COMP SV (Obr. 39) ze všech probandů, kdy se hodnota SV 3,4 deg/sec, blíží průměrnému výsledku stejného věkového rozpětí, kde jsou ovšem i osoby, které nesportují. Velice špatný výsledek dosáhl proband během tandemového stoji na měkké podložce, kdy hodnota SV dosáhla hodnoty 9,7 deg/sec. Na základě těchto výsledků je vidět nedostatek posturální stability probanda.



Obrázek 39: Vstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

Výsledky vstupního testování stoji na odrazové noze

Odrazová – PDK (Obr. 40) je na základě výsledku stabilnější než neodrazová DK (Obr. 39). Ve prospěch odrazové DK hovoří testování na měkké podložce, kde proband dosáhl hodnoty 0,3 deg/sec a hodnota SV 3,1 deg/sec na pevném povrchu potvrzuje domněnku stabilnější odrazové DK. Výsledek 3,1 deg/sec je překvapivě kvalitní výkon.



Obrázek 40: Vstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Weight Bearing Test

Ve dvou ze čtyř testů se ukázaly probandovy hodnoty rozložení hmotnosti 50 % na 50 %. Největší rozdíl byl zamenám během 90° dřepu, kdy proband přenesl 54 % tělesné hmotnosti na PDK.

Percentage Weight Bearing

Angle	Left	Right
0°	50	50
30°	52	48
60°	50	50
90°	46	54

Obrázek 41: Vstupní Weight Bearing Test (Zdroj: vlastní)

Výstupní hodnocení

K výstupnímu vyšetření bohužel nedošlo z důvodu absence komunikace ze strany probanda. Během vstupního vyšetření i během terapií byl proband motivovaný a projevoval zájem o problematiku, tudíž nic nenasvědčovalo přerušení komunikace. Po poslední proběhlé terapii proband přestal chodit na předem domluvené terapie a odepisoval sporadicky na zprávy. První reakci jsem dostala při potvrzení termínu a času výstupního vyšetření, které bylo domluveno na 21. 7. 2022 od 9 h. Proband se nedostavil a na zprávy ohledně dalšího termínu nereagoval. Z tohoto důvodu jsem byla nucena přerušit výzkum s probandem č. 5 s iniciály LČ. Důvodem, který mohl být stěžejní byla velká motivace na začátku s očekáváním rychlého výsledku, který se nedostavil.

3.7 Terapie

Popis výzkumu

Výzkum dohromady trval 9 týdnů od 19. 5. 2022, kdy proběhlo vstupní vyšetření, do výstupního vyšetření, které bylo provedeno 21. 7. 2022. S probandy č. 1, 2 docházeli

na terapie společně, protože jsou ze stejného atletického oddílu – TJ VS Tábor. Probandi č. 3, 4 a 5 z oddílu TJ Sokol České Budějovice rovněž docházeli na skupinové terapie. Každá terapie probíhala 30 minut před tréninkovou zátěží s vyšším počtem terapií byla délka terapie v rozmezí 35 až 40 minut. Probandi dostali za úkol cvičit doma 3x týdně daný cvičební protokol a nácvik „malé nohy“ a aktivaci chodidel měli za úkol cvičit každý den na 5 až 10 minut.

1. Terapie – proband č. 1, 2 - 25. 5. 2022; proband č. 3, 4, 5 – 26. 5. 2022

Terapii jsem zahájila rozhovorem s probandy o cílech, kterých by chtěli dosáhnout v rámci výzkumu a jaké jsou jejich časové možnosti. Poté jsem začala měkkými technikami. Nejprve jsem ovlivňovala fascie, AŠ a poté jsem začala s terapií zjištěných TrPs tlakovou metodou nebo PIR a během toho dostali probandi edukaci právě o těchto dvou technikách na odstranění TrPs. (viz. jednotlivé kazuistiky – palpační vyšetření). Každý z probandů má doma pomůcky jako tenisový míček či roller pro snazší autoterapii. Probandi byli edukováni o postupech při hypersenzitivitě či hyposenzitivitě nohou. Poté jsem se věnovala mobilizaci kloubních spojení hlezenních kloubů a nohy opět s edukací na autoterapii. Dále jsem edukovala probandy ohledně cvičení zaměřené na somatostezii. Následoval nácvik tzv. „malé nohy“ a cviků na aktivaci chodidel s edukací zaměřenou na cvičení doma. Na závěr jsem provedla korekci celkového držení těla s radami v rámci cvičení a posledním cvikem byl dynamický strečink zejména u probanda č. 2, který má výrazně omezenou dorzální flexi.

2. Terapie – proband č. 1, 2 - 6. 6. 2022; proband č. 3, 4, 5 – 7. 6. 2022

Terapii jsem opět začala měkkými technikami s následnou mobilizací kloubů hlezenních a kloubů nohy. Pokračovali jsem cvikem „malé nohy“, který měli probandi za úkol cvičit doma. U obou probandů došlo k pokroku, ale musela jsem provést korekci hlavně u probanda č. 1, 4, 5. „Malou nohu“ a cviky na aktivaci chodidel jsme vyzkoušeli na velkém míči pro zapojení více svalových skupin a vyšší náročnost. Nejprve jsem začala korekcí sedu a poté jsme spojili korigovaný sed se cviky. Dále jsem s probandy cvičila podle cvičebního protokolu (mimo labilní plochy) s vysvětlením správné techniky, častých chyb a zdůrazněním, proč je dobré zrovna tyto cviky cvičit. Proband č. 5 během některých cviků pociťoval bolest AŠ, z toho důvodu tato cvičení vynechal a cvičil jiné cviky mimo cvičební protokol (dorzální a plantární flexe, inverze a everze v otevřeném řetězci s odporem Therabandu). Na závěr terapie proběhl dynamický strečink (z důvodů

následného tréninku). Všechny cviky dostali probandi za úkol jako cvičení na doma. U všech cviků jsem kladla důraz na správné držení těla.

3. *Terapie – proband č. 1, 2 – 20. 6. 2022; proband č. 3, 5 – 21. 6. 2022*

Terapii jsem zahájila měkkými technikami a mobilizací se současným hovorem o zpětné vazbě ohledně cvičení. Provedení cviku „malé nohy“ oba probandi ovládali, u cviků na aktivaci chodidel bylo vidět zlepšení u obou probandů. Pro zvýšení úrovně terapie jsem přistoupila ke cvičením na labilních plochách, konkrétně na čočce a zařadila jsem zbylá cvičení z protokolu. Terapie byla zakončena dynamickým strečinkem se zaměřením na DKK a svaly bérce a nohy. Domácí cvičení bylo doplněno o cviky na aktivaci m. gluteus medius et minimus a m. transversus abdominis.

4. *Terapie proband č. 1, 2 – 4. 7. 2022; proband č. 3 – 5. 7. 2022 – poslední terapie*

Proband č. 4 se nedostavil z důvodu chirurgicky řešené fraktury distální ulny a radia. Proband č. 5 i přes potvrzení účasti nedostavil.

Z důvodu nadcházejícího dvoutýdenního soustředění probanda č. 1, 2 a plánované nepřítomnosti probanda č. 3 byla tato terapie závěrečná, proto jsem se zaměřili na ujasnění otázek, které probandi měli ohledně cvičení. Prošli jsem cvičební protokol a zopakovala jsem správné technické provedení cviků a chyby, kterým se vyvarovat. Dále jsem jim ukázala modifikace cviků pro domácí účely probandů, kteří chtěli pokračovat ve cvičení i po výzkumu. Cviky na labilních plochách jsem zkombinovala s vyjmutím zrakové složky a ukázali jsem si modifikace plyometrických cviků.

Výstupní vyšetření (21. 7. 2022)

Výstupní vyšetření jsem započala představením plánu, jak bude vyšetření probíhat. Na vyšetření se dostavili probandi jednotlivě. Nejprve jsem začala anamnézou se zaměřením na NO. Dále jsem pokračovala v pořadí, jak je uvedeno v kazuistice. Vyšetření jsem zakončila zpětnou vazbou o cvičení a subjektivních pocitech z průběhu výzkumu.

3.8 Výsledky

Výsledky ukázaly mírné zlepšení držení těla probanda č. 1, 2 a 3, kteří prošli výstupním vyšetřením. U probanda č. 4 a 5 mohu hodnotit pouze na základě poslední proběhlé terapie, kdy došlo k lepšímu uvědomění si držení těla nikoliv však k viditelným korekcím.

Probandi č. 1, 2 a 3 popisují subjektivní zlepšení dovednosti vnímat své tělo a také dokáží lépe korigovat postavení nejen hlezenního kloubu. Proband č. 1 má pocit větší jistoty při přeběhu překážek, a to zejména během dopadové fáze. Proband č. 3, který má od roku 2013 diagnostikované plochonoží je schopen korigovat pronační držení během stoje.

Výsledky palpačního vyšetření jsou pozitivní u všech ze tří probandů. Velkého zlepšení se podařilo dosáhnout v ovlivnění pružnosti AŠ a TrPs, kdy se podařilo buď snížit palpační citlivost nebo TrPs zcela vymizely.

Porovnáním rozsahu pohybů hlezenního kloubu DKK probandů č. 1, 2 a 3 jsem dospěla k neutrálnímu závěru, kdy u všech zmíněných probandů došlo ke zvýšení kloubních rozsahů do některých pohybů, ale některé pohyby jsou naopak omezenější a rozsahy pohybů se zmenšily.

3.8.1 Výsledky posturografického vyšetření

Výsledky testu m-CSTIB

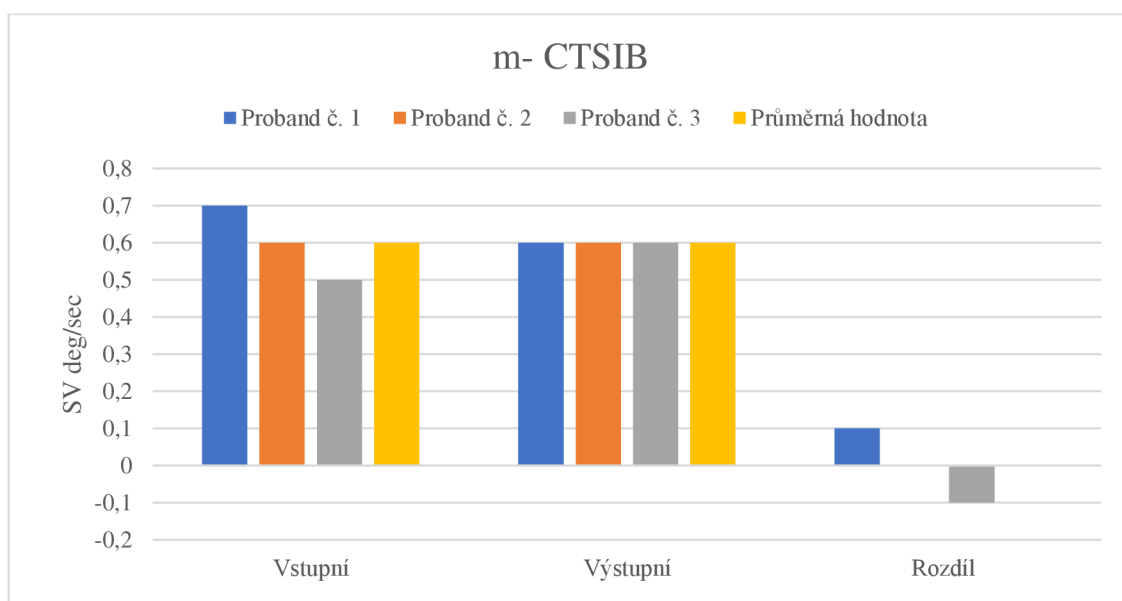
U probanda č. 1 došlo během testu m-CSTIB ke zlepšení COMP (průměru) hodnoty SV o 0,1 deg/sec. Výsledky probanda č. 2 se v rámci SV nezměnily, zůstal na stejné průměrné hodnotě SV, a to 0,6 deg/sec. Report probanda č. 3 svědčí o zhoršení COMP hodnoty SV o 0,1 deg/sec.

Při shrnutí výsledků tří probandů, u kterých lze porovnat vstupní a výstupní hodnoty mohu konstatovat, že nedošlo k výrazné změně (Obr. 42, tab. 11). Průměrné zlepšení má hodnota 0 deg/sec. 1. proband zaznamenal zlepšení i 0,1, hodnoty probanda č. 2 se nezměnily a proband č. 3 se zhoršil o 0,1 deg/sec. Průměrná hodnota ukazuje na 0 zlepšení v rámci probandů č. 1, 2, 3.

Tabulka 11 - porovnání výsledků m-CTSIB – hodnoty SV (deg/sec)

	Vstupní	Výstupní	Rozdíl
Proband č. 1	0,7	0,6	0,1
Proband č. 2	0,6	0,6	0
Proband č. 3	0,5	0,6	-0,1
Průměrná hodnota	0,6	0,6	0

Zdroj: vlastní



Obrázek 42: Grafické znázornění porovnání výsledků m-CTSIB (Zdroj: vlastní)

COMP Stability Evaluation Test

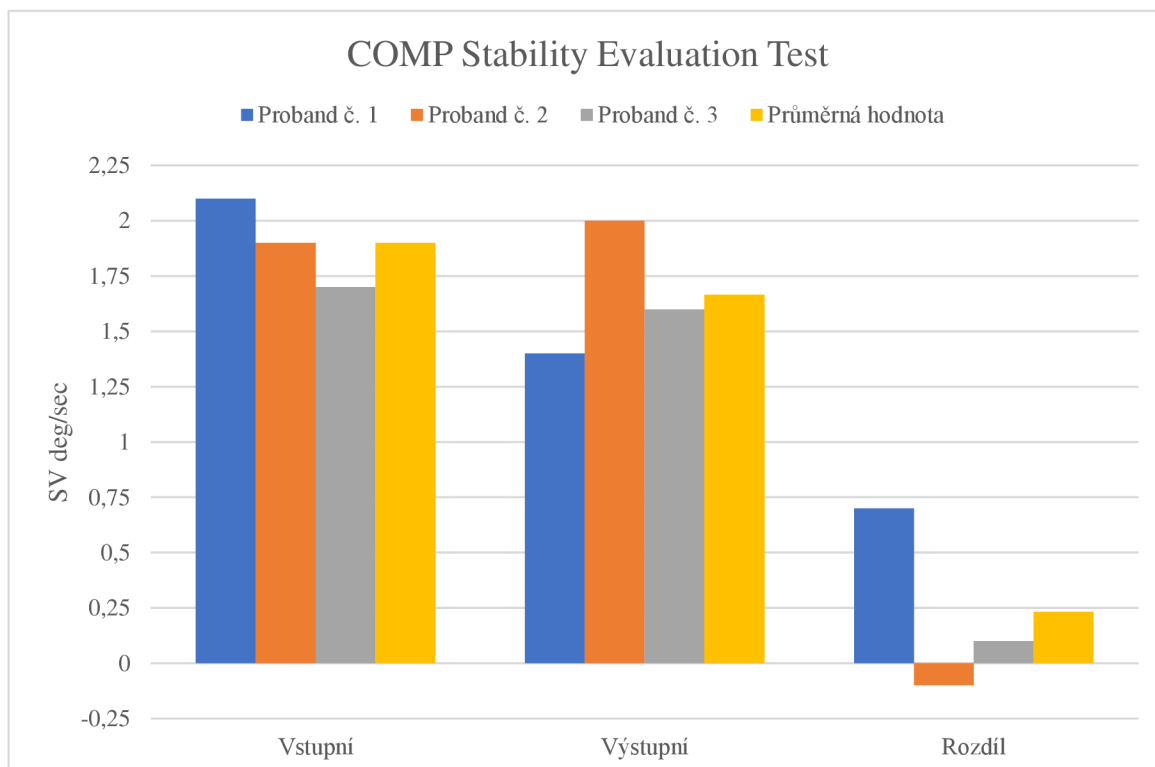
Proband č. 1 dosáhl výrazného zlepšení, kdy došlo ke snížení COMP (průměru) SV o 0,7 deg/sec. U probanda č. 2 je zaznamenáno zhoršení COMP SV o 0,1 deg/sec, a to z důvodu velmi nepovedeného testu stojí na PDK na měkké podložce se zhoršením o 0,9 deg/sec. Výsledné porovnání COMP testů probanda č. 3 přináší pozitivní výsledek, kdy proband vylepšil hodnotu SV o 0,1 deg/sec.

Po kompletaci výsledků lze konstatovat velmi výrazné zlepšení hodnoty stability probanda č. 1., díky kterému je průměrná hodnota rozdílu COMP testů 0,2 deg/sec. To poukazuje na průměrné zlepšení jednoho probanda o tuto hodnotu. Nicméně výsledky probanda č. 2 a 3 hovoří jinak.

Tabulka 12 – porovnání hodnot COMP Stability Evaluation Test – SV (deg/sec)

	Vstupní	Výstupní	Rozdíl
Proband č. 1	2,1	1,4	0,7
Proband č. 2	1,9	2	-0,1
Proband č. 3	1,7	1,6	0,1
Průměrná hodnota	1,9	1,7	0,2

Zdroj: vlastní



Obrázek 43: Porovnání výsledků z tabulky 12 (Zdroj: vlastní)

Výsledky porovnání hodnot stoje na odrazové DK

Probandovi č. 1 se na pevné podložce neposunula hodnota Sway Velocity a zůstala na hodnotě 1,2 deg/sec a na měkkém povrchu se proband výrazně zlepšil o 1,1 deg/sec. Proband č. 2 se zlepšil v obou testech. Na pevné podložce zaznamenal zlepšení SV o 0,3 deg/sec a na měkké podložce dosáhl na nepatrné zlepšení o 0,1 deg/sec. Proband č. 3 se na pevné podložce zlepšil o 0,2 deg/sec a na měkké podložce se při hodnocení stability odrazové nohy posunula hodnota k lepšímu o 0,4 deg/sec.

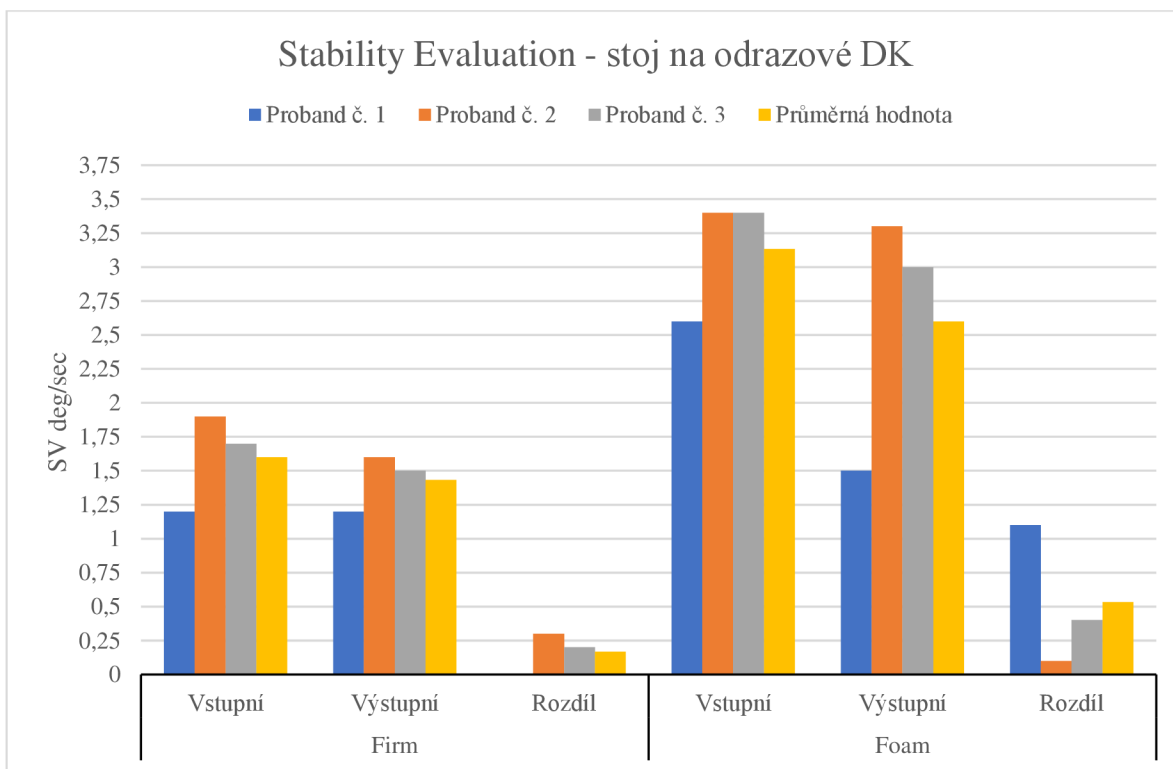
Na základě hodnot (Obr. 44, tab. 13) lze konstatovat, že každému z probandů se v průběhu výzkumu zlepšila nebo v jednom případě nezměnila stabilita odrazové DK.

Hodnota průměrného zlepšení probandů je na pevné podložce 0,2 deg/sec a na měkké podložce je vyšší, kdy se probandům č. 1,2 a 3 podařilo dosáhnout průměrného zlepšení 0,5 deg/sec.

Tabulka 13 – stoj na odrazové DK – SV (deg/sec)

	Firm			Foam		
	Vstupní	Výstupní	Rozdíl	Vstupní	Výstupní	Rozdíl
Proband č. 1	1,2	1,2	0	2,6	1,5	1,1
Proband č. 2	1,9	1,6	0,3	3,4	3,3	0,1
Proband č. 3	1,7	1,5	0,2	3,4	3	0,4
Průměrná hodnota	1,6	1,4	0,2	3,1	2,6	0,5

Zdroj: vlastní



Obrázek 44: Porovnání výsledků stoje na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

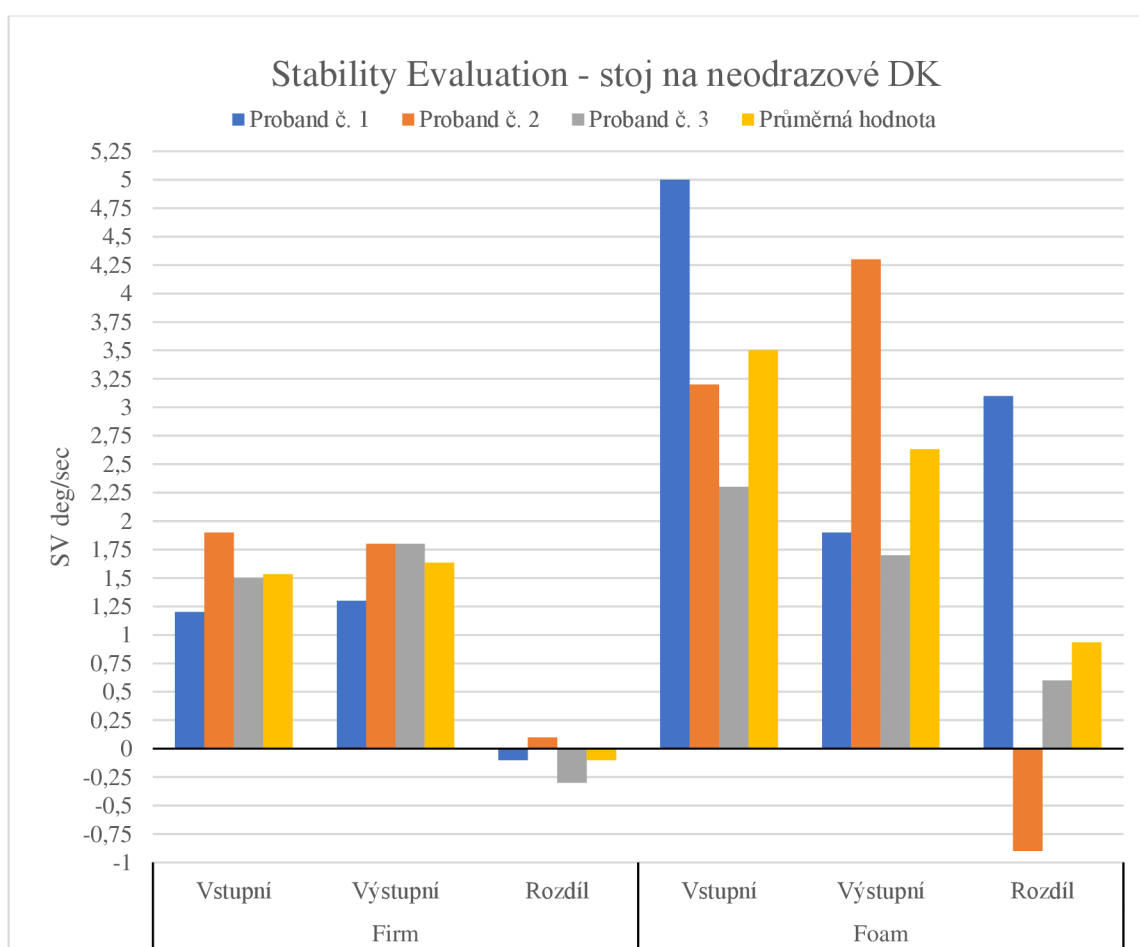
Výsledky porovnání hodnot stoje na neodrazové DK

Po prozkoumání hodnot z testů a zápisem těchto hodnot (Obr. 45, Tab. 14) jsem dospěla k závěru, že se stabilita neodrazové DK na pevné podložce zlepšila pouze u probanda č. 2, u kterého se naopak jako u jediného zhoršil výkon při stoji na měkké podložce.

Tabulka 14 – porovnání výsledků stoje na neodrazové DK – SV deg/sec

	Firm			Foam		
	Vstupní	Výstupní	Rozdíl	Vstupní	Výstupní	Rozdíl
Proband č. 1	1,2	1,3	-0,1	5	1,9	3,1
Proband č. 2	1,9	1,8	0,1	3,2	4,3	-0,9
Proband č. 3	1,5	1,8	-0,3	2,3	1,7	0,6
Průměrná hodnota	1,5	1,6	-0,1	3,5	2,6	0,9

Zdroj: vlastní



Obrázek 45: Porovnání výsledků stoje na neodrazové DK (Zdroj: vlastní)

Porovnání výsledků vstupního vyšetření stability neodrazové a odrazové DK

U probanda č. 1 (Obr. 46, tab. 15) vyšel test na pevné podložce nerozhodně, jelikož dosáhl stejných hodnot SV 1,2 deg/sec. Ovšem na měkké podložce se ukázalo, že jeho odrazová DK je stabilnější díky nižší hodnotě SV o 2,4 deg/sec. U probanda č. 2 došlo ke stejné

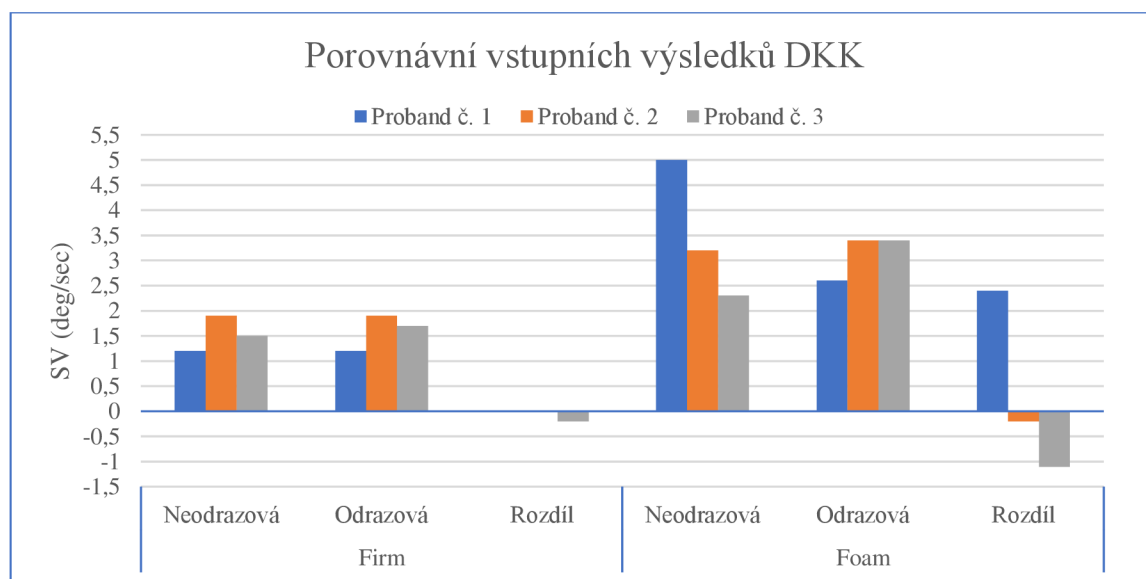
nerozhodnému výsledku na pevné podložce s hodnotou 1,9 deg/sec. Naopak na měkké podložce poukazují výsledky pro větší stabilitu neodrazové DK. Proband č. 3 dosáhl jednoznačných výsledků, kdy na neodrazové DK dosáhl v obou případech nižší hodnoty SV než na odrazové DK.

Celkově výsledky značí pro stabilnější neodrazovou DK u dvou probandů ze tří.

Tabulka 15 - porovnání vstupních hodnot SV (deg/sec) při stoji na odrazové a neodrazové DK

	Firm			Foam		
	Neodrazová	Odrazová	Rozdíl	Neodrazová	Odrazová	Rozdíl
Proband č. 1	1,2	1,2	0	5	2,6	2,4
Proband č. 2	1,9	1,9	0	3,2	3,4	-0,2
Proband č. 3	1,5	1,7	-0,2	2,3	3,4	-1,1

Zdroj: vlastní



Obrázek 46: Grafické znázornění vstupních hodnot odrazové a dopadové DK (Zdroj: vlastní)

Porovnání výsledků výstupního vyšetření stability neodrazové a odrazové DK

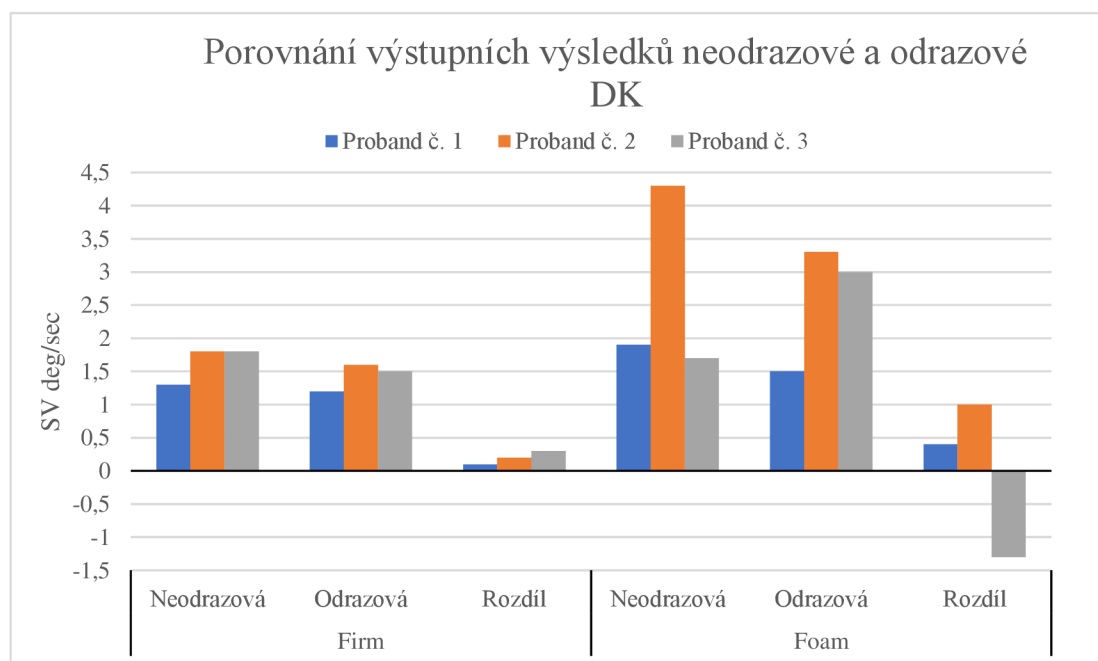
Proband č. 1 - Na základě výsledků lze považovat probandovu odrazovou LDK za stabilnější. Na pevném povrchu je výsledek o 0,1 deg/sec lepší než na neodrazové končetině a na měkkém povrchu poukazuje rozdíl hodnot na zlepšení o 0,4 deg/sec.

Odrazová LDK probanda č. 2 je stabilnější na pevné podložce o 0,2 deg/sec a na měkké podložce, kde proband dosáhl markantního zlepšení, o 1 deg/sec. PDK probanda č. 3 je stabilnější pouze při testování na pevné podložce, a to o hodnotu SV 0,3 deg/sec. Naopak velmi velký rozdíl je mezi hodnotami na měkké podložce, kdy je hodnota pro odrazovou PDK o 1,3 deg/sec horší. Je zřejmé, že v pěti případech ze šesti je odrazová DK stabilnější (Obr. 47, tab. 16).

Tabulka 16 – porovnání výstupních hodnot SV (deg/sec) při stoji na odrazové a neodrazové DK

	Firm			Foam		
	Neodrazová	Odrazová	Rozdíl	Neodrazová	Odrazová	Rozdíl
Proband č. 1	1,3	1,2	0,1	1,9	1,5	0,4
Proband č. 2	1,8	1,6	0,2	4,3	3,3	1
Proband č. 3	1,8	1,5	0,3	1,7	3	-1,3

Zdroj: vlastní



Obrázek 47: Porovnání výstupních hodnot odrazové a dopadové DK (Zdroj: vlastní)

Weight Bearing Test

Probandovi č. 1 se podařilo vylepšit rozdíl mezi zatížením DKK ve třech ze čtyř testů. Proband č. 2 se zlepšil v pozici s 30° flexí na optimální rozložení tělesné hmotnosti 50 %

na obou DKK, ale test při 90° flexi se posunul k horšímu o 4 % z 51 % na 47 % na LDK. Rozložení tělesné hmotnosti probanda č. 3 je ve třech ze čtyř testů horší.

Průměrně došlo ke zlepšení ve čtyřech ze sedmi testů. Stejně hodnoty zůstaly v průměru u 1 testu ze sedmi a horších hodnot dosáhli probandi v průměru ve dvou testech z celkového počtu.

Celkové zhodnocení

Po kompletním shrnutí výsledků je zjevné, že se probandi č. 1, 2, 3 zlepšili (Tab. 16). Proband č. 1 dopadl nejlépe a po terapeutické intervenci se posturální stabilita objektivizovaná přístrojovým vyšetřením na posturografu zlepšila v pěti ze šesti testů. Průměrně dosáhli probandi zlepšení ve čtyřech ze sedmi testů, ve dvou testech se zhoršili a výsledky jednoho testu zůstaly beze změny.

Tabulka 17 – úspěšnost testů

	Hodnocení stability		
	Zlepšení	Beze změny	Zhoršení
Proband č. 1	5	1	1
Proband č. 2	3	2	2
Proband č. 3	4	0	3
Průměrně	4	1	2

Zdroj: vlastní

4 Diskuze

Tato práce se zabývá tématem stabilizace hlezenního kloubu překážkových běžců jako prevence zranění. Dle Koláře et al. (2009) lze pojem stabilizace ve vztahu k celému tělu chápat jako aktivní držení jednotlivých segmentů těla proti působení zevních sil. Toto aktivní držení či zpevnění segmentu je realizováno svalovou aktivitou, která vyžaduje správnou koordinaci a dle Véleho (2006) je nutná izometrická souhra agonistů a antagonistů, tzv. koaktivace.

Problematiku stability hlezenního kloubu jsem zasadila do atletického prostředí, konkrétně překážkových běhů, a to z důvodu vlastních zkušeností s touto disciplínou. Díky dlouholetému tréninku a závodění na trati 60 m a 100 m překážek jsem si vědoma důležitosti správné funkce celého těla a DKK jako celku, což vyžaduje správnou funkci jednotlivých segmentů. Zaměřením na hlezenní kloub a nohu jsem vybrala akrální segment, který je dle Kozákové a Janury (2008) základem pro vzpřímené držení těla díky schopnosti přizpůsobení se terénu. Véle (2006) říká, že se pohybem mění zátěž chodidel a informace o těchto změnách zabezpečují stabilizaci polohy těla. Ovšem je nutné zmínit fakt ohledně stejné důležitosti informací o změně polohy z postavení KYK.

Dlouhodobá nesprávná a nedostatečná funkce hlezenního kloubu může vést k neekonomickému pohybu a zhoršit výkon atleta. Také může vést k vyššímu riziku vzniku zranění. Například omezené rozsahy hlezenního kloubu jsou jedním z rizikových faktorů pro vznik tendinopatií AŠ. Stejný dopad má dlouhodobé přetěžování svalů bérce a nohy (Puddu et al., 1976 Magra, 2008).

Při nedostatečné funkci vnitřních svalů nohou se podle Hermanové (1998) musí jejich aktivita kompenzovat dalšími svalovými skupinami, což vede ke zvýšení napětí pánevních svalů, thorakolumbální oblasti, ramen, krku a někdy dokonce žvýkacích svalů. Dalším argumentem podporujícím důležitost nohy pro posturální stabilitu a stabilizaci je fakt, že ploska nohy je jednou z klíčových oblastí senzomotorické stimulace, kam také patří pánev a krční páteř, respektive šíjové svaly (Vařeka, 2002).

Cílem této práce bylo navrhnout takovou cvičební jednotku, která by mohla ovlivnit výsledky posturální stability měřené na posturografu, a zároveň by mohla působit preventivně proti vzniku nejčastějších zranění a problémů překážkových běžců (viz. kapitola – nejčastější zranění v segmentu hlezenního kloubu překážkových běžců).

Testování na posturografu bylo statické. Probandi se podrobili třem základním testům, které zahrnují další dílčí testování. Jednalo se o testy Modified CTSIB, Stability Evaluation Test a Weight Bearing Test. Na základě výzkumu Horaka a Kua (2000) by mělo být pro tato měření dostatečné použít kotníkovou strategii za předpokladu dobré stability hlezenních kloubů. Během pozorování probandů při plnění daných úkolů bylo zjevné, že probandům v mnohých případech nestačila k udržení stability ani kyčelní strategie a byli nuceni použít krokovou strategii pro zamezení pádu, a to i v případě testování na pevné podložce.

Tento fakt připisuji kompozici tréninkových plánů, které jsou zaměřené převážně na technické zvládnutí přeběhu přes překážky, který je samozřejmě stěžejní, ale trenéři pravděpodobně opomíjejí fakt, že bez správné funkce a stability jednotlivých segmentů, schopnosti svalové koaktivace a koordinace je pro běžce obtížné udržet optimální technické provedení. Dle Kalvasové (2009) je mnoho fyzioterapeutických postupů, jak stabilizovat hlezenní kloub. Bohužel jsem se ani s jedním postupem nesetkala během devíti let atletického tréninku. Po rozhovoru s probandy byl tento fakt potvrzen.

Přestože jsem se snažila najít studie zaměřené speciálně na stabilizaci hlezenního kloubu překážkových běžců v kombinaci s propiocepcí a balančním tréninkem, byla jsem neúspěšná. Proto jsem pro porovnání výsledků použila studie zabývající se hlezenním kloubem v různých ohledech a při rozličných sportech.

V roce 2008 probíhal výzkum „Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability“. Jedná se tedy o výzkumný soubor s chronickou instabilitou hlezenního kloubu. Ráda bych zmínila pozitivní výsledky této studie, která probíhala po dobu čtyř týdnů se souborem 16 probandů, kteří se podrobili dynamickému balančnímu tréninku stoje na jedné noze na stabilní i nestabilní podložce se zrakovou kontrolou i bez ní. Autoři sice uvádí zlepšení probandů, ale považují stoj na jedné noze za nedostatečný pro stimulaci senzomotorického systému a doporučují proto zařadit předvídané i náhlé změny směrů, výskoky, přeskoky (plyometrické cvičení), seskoky z boxů a zařazení dynamické cvičení stability, jako např. Star-Excursion Balance Test, který jak z názvu vyplývá hodnotí stabilitu, ale může sloužit i jako trénink (McKeon, et al., 2008). Důvodem pro výběr této studie jsou probandi mé práce č. 4 a č. 5, kteří právě trpí častými a opakovanými distenzemi hlezenního kloubu, které mohou vyústit v chronickou

instabilitu hlezna. Bohužel oba z těchto probandů se nakonec nedostavili na výstupní vyšetření.

McGuine et al. (2008), autoři studie „The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes“, provedli rozsáhlý výzkum čítající 523 žen a 242 mužů, kteří byli rozděleni do dvou skupin. Ve skupině podstupující intervenci balančního tréninku bylo zařazeno 373 subjektů, zbylí atleti byli kontrolní skupinou. V případě atletů, kteří se již potýkali s distorzí hlezenního kloubu je riziko vzniku v budoucnu dvojnásobně vyšší. Výsledek této studie potvrdil hypotézu preventivního působení balančního tréninku na vznik distorze hlezenního kloubu. Výskyt tohoto zranění byl značně nižší u intervenční skupiny atletů (6,1 %) než u kontrolní skupiny (9,9 %) (McGuine, et al., 2006).

Pro porovnání účinnosti různých metod zahrnující propioceptivní stimuly, která je součástí senzomotorické stimulace, jsem využila studii na mladých fotbalistech. Konkrétně se jedná o studii autora Mohammadi (2007), který pojednává o porovnání tří metod, které údajně redukuje riziko vzniku laterálního poškození hlezenního kloubu mladých hráčů fotbalu. Sice se jedná o jiný sport, ale problematika je stejná – hlezenní kloub. Pro výzkum bylo vybráno 120 mladých hráčů fotbalu ve věku 24,6 let +/- 2,63 roku, kteří měli v osobní anamnéze laterální distorzi hlezenního kloubu. Tito hráči první divize byli rozděleni do čtyř skupin. Jedna skupina čítala 20 hráčů. První skupina byla kontrolní, druhá skupina se řídila programem propioceptivní stimulace. Pro třetí skupinu byla vybrána intervence zaměřená na posílení svalů bérce a nohy a čtvrtá skupina používala ortézy. Výzkum probíhal mimo hlavní sezónu v zimním období. Výsledky této studie prokázaly značné rozdíly v četnosti daného zranění napříč skupinami. V tréninkové skupině se zařazeným propioceptivním tréninkem bylo průkazně nižší relativní riziko zranění. Autor ovšem s respektem uvádí neprůkazné zlepšení skupiny s ortézami a skupiny se silovým tréninkem. Proprioceptivní trénink se tedy prokázal jako efektivní v porovnání s kontrolní skupinou.

Výše zmíněné výzkumy od autorů Mckeon (2008), McGuine (2006) a Mohammadi (2007) potvrzují důležitost balančního a propioceptivního tréninku na stabilitu hlezenního kloubu. Také se tím argumentačně podložil fakt, hovořící pro preventivní snížení rizika zranění díky těmto intervencím. Volba prvků ze senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové se ukázala jako adekvátní pro doplnění cvičebního protokolu mé

práce, nicméně ve všech případech porovnání mé práce se studii je markantní rozdíl v početnosti výzkumného souboru. Kriticky musím zhodnotit svůj cvičební protokol, který je více zaměřený na cviky na posílení svalů nebo plyometrická cvičení a proprioceptivní cvičení jsem věnovala velkou pozornost pouze během prvních dvou terapiích a probandi dostali za úkol cviky dle Jandy a Vávrové např. nácvik „malé nohy“ cvičit doma, a to každý den po dobu minimálně pěti minut. Nicméně i plyometrické cvičení, které jsem vybrala hlavně kvůli principu svalové kontrakce, která je přítomná ve velkém množství atletických disciplín či cvičení (např. hod oštěpem, průpravná cvičení pro překážkový trénink - obr. 11) se ukázalo jako přínosné. Je nutné opět zmínit nepoměr velikosti výzkumného souboru, a hlavně měli autoři výzkumu k dispozici lepší cvičební podmínky ve smyslu pomůcek a místa na cvičení.

Studie od autora (Lee, 2020) pojednává o porovnání efektu plyometrie a cviků na stabilizaci hlezenního kloubu a jejich vliv na DK na probandech věnujících se taekwondu. Čtrnáct probandů cvičilo po dobu osmi týdnů dvakrát týdně v náhodně vybraných skupinách po sedmi jedincích. Pro metodiku práce byl zvolen Y- balance test hodnotící dynamickou stabilitu a silová plošina byla vybrána pro sběr kinetických a kinematických parametrů během doskoku na jednu nohu. Pozitivní výsledek zaznamenaly obě skupiny, ve kterých došlo ke zvýšení dynamické stability, schopnosti absorpce šoku, ke kterému dochází během prvního kontaktu nohy s podložkou. Dle Vindruškové (2003) se v případě překážkářů je absorpce šoku velmi důležitá zejména u neodrazové DK, která je jinak nazývána jako dopadová. Po dosažení úrovně překážky dopadovou DK by měla nastat rychlá extenze v KYK, po které následuje právě došlap za překážku (Bubanj et al., 2008). Ačkoliv byl výsledek pozitivní, autor zjistil, že se po intervenci plyometrického tréninku na skupinu omezil rozsah pohybu do dorzální flexe, což je jedním z rizikových faktorů pro vznik patologických stavů AŠ.

Na základě všech zmíněných studií týkající se implementace různých intervencí pro ovlivnění hlezenního kloubu jsem dospěla k závěru, že jsem mohla cvičební protokol více zaměřovat na prvky ze senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové. A naopak šlo zvolit méně plyometrických cviků, které se sice ukázaly jako přínosné v předchozích studiích, ale zároveň došlo k podpoření jednoho z rizikových faktorů pro vznik obtíží s AŠ. Řešením by mohlo být zařazení více cviků pro zlepšení kloubního rozsahu do dorzální flexe, který se ve cvičebním protokolu vyskytuje jednou. Celkově bych zhodnotila cvičební protokol za vyhovující, jelikož se výsledky probandů zlepšily, ale

volbu cviků jsem mohla více promyslet. Zlepšení probandů v průměru ve čtyřech testech ze sedmi není možné připisovat pouze terapiím a cvičebnímu protokolu. Po celou dobu výzkumu byli probandi v plné tréninkové zátěži, která je v této roční době zaměřena na správné technické provedení a zvýšení výbušnosti, rychlosti a síly atletů.

Ve cvičebním protokolu nejsou cviky zaměřené pouze na hlezenní kloub, ale také na posílení DK jako celku. Domnívám se, že je důležité zachovat si globální pohled na danou problematiku. Často jsem probandům dávala cvik na doma na posílení abduktorů KYK za účelem větší míry prevence zranění hlezenního kloubu, kdy oslabením svalů KYK může dojít ke změně postavení hlavice femuru v jamce KYK. Dle Véleho (2006) mají vliv na držení těla ve stoje informace z planty i z postavení kyčelního kloubu. V této souvislosti jsem vyhledávala studie zabývající se vztahem mezi hlezenním a kyčelním kloubem. Autoři Malachy et al. (2006) vedli po dobu dvou let výzkum s názvem „Risk Factors for Noncontact Ankle Sprains in High School Athletes: The Role of Hip Strength and Balance Ability“. Tohoto výzkumu se zúčastnilo 169 atletů ze střední školy. Během celé doby trvání výzkumu bylo zaznamenáno 20 distorzí hlezenního kloubů. V závěru autoři uvádí, že nenalezli žádnou souvislost mezi oslabenými svaly KYK, nedostatkem stability a distorzí hlezenního kloubu. Tomuto výsledku odporuje závěr ze studie Steinberga et al. (2017). Jejich výzkum „The relationship of hip muscle performance to leg, ankle and foot injuries: a systematic review“ poukazuje na jasné souvislosti mezi zraněními hlezenního kloubu a nohy a svaly KYK. Studie byla založena na sběru dat z šesti zdravotnických databází.

Druhým cílem této práce je porovnání stability odrazové a dopadové nohy překážkářů. Tuto skutečnost jsem sledovala jak na základě vstupního, tak i na základě výstupního vyšetření a výsledky se liší. Po vstupním vyšetření poukazují hodnoty SV na stabilnější neodrazovou DK u probanda č. 2, 3 a u probanda č. 1 na odrazovou DK. Naopak při porovnávání hodnot z výstupního vyšetření jsem dospěla k závěru stabilnější DK u probanda č. 2 a u probanda č. 3 je to sporné. Na pevném povrchu je stabilnější odrazová DK a na měkkém povrchu neodrazová DK. Proband č. 1 zaznamenal stejné výsledky.

Pro větší validitu výsledků by bylo adekvátní provést na posturografu také kontrolní vyšetření v průběhu výzkumu, to ale bohužel nebylo možné z organizačních důvodů a časových možností probandů.

Validita výzkumu je tedy omezena počtem probandů a velkou možností ovlivnění testování posturální stability. Dle Psotta et al. (2011) je posturální stabilita kromě biomechanických a neurofyziologických aspektů ovlivněna také emocemi a mírou pozornosti a soustředění na testování. Během testování bylo probandům zajištěno klidné prostředí s omezením okolních vjemů na minimální možnou úroveň.

Kontrolními výsledky by se částečně zmírnily limity a dopady neúspěšného dokončení výzkumu ze strany probanda č. 4 a č. 5. Proband č. 4 se zranil, a tudíž nebyl schopen se dostavit na výstupní vyšetření a proband č. 5 nedodržel termíny terapií, omezil komunikaci na minimum a nedostavil se na předem domluvený a potvrzený termín výstupního vyšetření dne 21. 7. 2022 od 9:00 v Centru fyzioterapie v budově ZSF JU. Důvodem pro ukončení komunikace s probandem č. 5 mohlo být pochybení z mé strany během prvotního stanovení cílů a očekávání od výzkumu. Na základě OA probanda je zjevný problém s možnou chronickou instabilitou hlezenního kloubu. Atlet nikdy nedocházel na rehabilitace, tudíž asi nevěděl, do čeho jde. Na základě rozhovoru měl stanovené cíle, kterých chtěl dosáhnout rychle. Tuto skutečnost jsem měla uvést na pravou míru a stanovit si s ním cíle, které jsou reálné. Myslím si, že by mohlo být zajímavé porovnávat výsledky tohoto probanda, když se hodnoty měnily i u těch, kteří nemají problémy s hlezenním kloubem v OA ani NO.

Po zpětné vazbě od probandů č. 1, 2 a 3, lze považovat výzkum za přínosný. Každý z nich si, i když nepatrně, vylepšil držení těla, a hlavně získal nový pohled na tělo a fungování lidského organismu. Probandi uvádí, že dokážou lépe vnímat napětí svalů a dokážou snadněji provádět pohyby, které chtějí. Dále si všimají nesprávného držení těla mnohem častěji a snaží se jej korigovat.

Na základě pozitivních výsledků intervence a zpětné vazby od probandů by bylo zajímavé aplikovat tuto cvičební a fyzioterapeutickou jednotku a metodiku do tréninků většího počtu překážkových atletů, ale i atletů, kteří se nespécializují pouze na tuto disciplínu.

5 Závěr

Inspirací pro vznik této práce byly mé vlastní zkušenosti s disciplínou krátkých překážkových běhů, tréninkovým procesem a bohužel i zraněními.

Prvním cílem tohoto výzkumu bylo navržení cvičební a fyzioterapeutické jednotky zaměřené na stabilizaci hlezenního kloubu za účelem preventivního působení proti zraněním daného segmentu. Výzkumné otázky týkající se tohoto cíle zní takto: Jaký je vliv svalů nohy a bérce na stabilitu dolní končetiny? Odpověď na tuto otázku byla zpracována v teoretické části práce, kde je popsána funkce nohy a hlezenního kloubu ve vztahu k DKK, která je podmíněna svalovou aktivitou.

Druhá výzkumná otázka je: Jaké jsou možnosti fyzioterapie pro zlepšení stabilizační funkce hlezenního kloubu? Jednotlivé metody byly rovněž popsány v teoretické části této práce. Na základě těchto poznatků je v praktické části vytvořený cvičební a fyzioterapeutický protokol, který sloužil jako manuál pro probandy. Vytvořením protokolu byl naplněn první cíl práce a zodpovězena výzkumná otázka č. 2.

Třetí výzkumná otázka je formulována následovně: Jak se změní testy posturální stability po pravidelném cvičení? S probandy jsem pracovala po dobu 9 týdnů. Během tohoto období jsme probíhali terapie s implementací cvičebního protokolu. Testování posturální stability se v průměru zlepšilo ve čtyřech testech, beze změny vyšel v 1 test a probandi se v průměru zhoršili ve dvou testech z celkového počtu sedmi. Odpověď na výzkumnou otázku je tedy pozitivní. Testy posturální stability se změní k lepšímu.

Mezi limity této práce patří počet probandů, který byl ještě v průběhu výzkumu snížen z původních pěti na tři a také bych ráda zmínila ovlivnění posturální stability emocemi a pozorností. Výsledky mohou být zkresleny nervozitou probandů zejména při vstupním vyšetření.

Cvičební a fyzioterapeutický protokol by mohl být inspirací pro trenéry i samotné atlety. Zařazením cviků do tréninkové jednotky by preventivně snížil riziko vzniku nejčastěji zastoupených zranění.

6 Zdroje

Knižní publikace

1. AMBLER, Z. 2006. *Základy neurologie*. 6., přepracované. a dopl. vydání. Praha: Galén. ISBN 80-7262-433-4.
2. BARTONÍČEK, J., & HEŘT, J., 2004. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. 1. vydání., Praha: MAXDORF-JESSENIUS. ISBN 80-7345-017-8.
3. BIZOVSKÁ, L. et al., 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. [online]. ISBN: 978-80-244-5260-9.
4. ČIHÁK, Radomír, 2011. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada. 534 s. ISBN 978-80-247-3817-8.
5. ČILÍK, I., et al. 2009. *Atletika*. Slovensko: Banská Bystrica. 199 s. ISBN 8080838928.
6. ČRETNIK, A., et al., 2012. *Achilles Tendon*. 1. vydání, Croatia: InTech. ISBN 978-953-51-0264-9.
7. DOBEŠ, M., et al. (2011). *Diagnostika a terapie funkčních poruch pohybového systému (manuální terapie) pro fyzioterapeuty*. Domiga. ISBN 978-80-902222-4-3.
8. DUNGL, P., et al., 2014. *Ortopedie*. 2. přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada. 1192 s. ISBN 978-80-247-4357-8.
9. DYLEVSKÝ, I, 2009. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada. ISBN 978–80-247-1648-0.
10. FOSTER, M. A., 2019. *Therapeutic Kinesiology – Musculoskeletal System, Palpation and Body Mechanisc*. Pusblisher: Julie Levin Alexander. 769 s. ISBN 9780135077856.
11. HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L., 2010. *Vyšetřovací metody hybného systému*. 3. vydání. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. ISBN 978-80-7013-516-7.

12. HERDMAN, S., J. 1997. *Balance rehabilitation: background, techniques, and usefulness*. In Jacobson GP et al. eds. *Handbook of balance function testing*. Singular, 392-406 s. ISBN 978-1565939073.
13. HORÁK, F., KUO, A., 2000. *Postural Adaptation for Altered Environments, Tasks, and Intentions*. Springer, New York, NY. 267-281. ISBN 978-1-4612-2104-3.
14. CHALOUPKA R. et al., 2001. *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. 1. vydání. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků v Brně, ISBN 80-7013-341-4.
15. JANDA, V., PAVLŮ, D., 1993. *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. ISBN 80-7013-160-8.
16. KAPANDJI, I., 2011. *The physiology of the joints*. 6. vydán. English ed. New York: Churchill Livingstone. ISBN 978-0-7020-3942-3.
17. KNĚTICKÝ, K. et al., 1977. *Technika lehkooatletických disciplín*. 3. vydání. Státní pedagogické nakladatelství. 276 s. ISBN 14-590-02.
18. KOLÁŘ, P., 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
19. KRÁLÍČEK, P. 2013. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-618-2.
20. LATASH, M., L., 2008. *Neurophysiological Basis of Movement*. 2. vydání. USA: Human Kinetics. 427 p. ISBN 978-0-7360-6367-8.
21. LEWIT, K., 2003. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika. 411 s. ISBN 8086645045.
22. MARTINKOVÁ, J., 2013. *Sportovní úrazy a přetížení pohybového aparátu sportem*. Mladá fronta. 71 s. ISBN 80-204-2454-9.
23. MILLEROVÁ, V., et al. 2001. *Běhy na krátké tratě*. Praha: Olympia, 2001. 288 s. ISBN 80-703-570-X.

24. NOYES, F. R., 2019. *Return to Sport after ACL Reconstruction and Other Knee Operations Limiting the Risk of Reinjury and Maximizing Athletic Performance*. Swiss: Springer. 705 s. ISBN 978-3-030-22360-1.
25. PAVLŮ, D., 2002. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody*. Brno. Nakladatel, Akademické nakladatelství CERM. 239 s. ISBN 8072042661.
26. PETROVICKÝ, P., 2008. *Klinická neuroanatomie CNS s aplikovanou neurologií a neurochirurgií*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-039-3.
27. PODĚBRADSKÁ, R., 2018. *Komplexní kineziologický rozbor: funkční poruchy pohybového systému*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0874-9.
28. PORTER, D., SCHON, L., C., 2021. *Baxter's The Foot and Ankle in Sport*. 3. vydání. Philadelphia: Elsevier. 613 s. ISBN 978-0-323-54942-4.
29. SEIDL, Z., 2015. *Neurologie pro studium i praxi*. 2. vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5247-1.
30. SHUMWAY-COOK, A., & WOOLLACOTT, M. H. 2006. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practise*. 3. vydání. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0781766913.
31. SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H., 2001. *Motor Control: Theory and Practical Applications*. 2. vydání. Baltimore, MD: Lippincott, Wilkins & Williams. ISBN 9780683306439.
32. THOMPSON J., L., 1991. *Introduction to coaching. The Official IAAF Guide to Coaching Athletics*. Monaco: IAAF – International Association of Athletics Federations. 217 s. ISBN 1873574010.
33. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R., 2009. *Kineziologie nohy*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 189 s. ISBN 9788024424323.
34. VÉLE, F., 2006. *Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2 rozšířené a přepracované vydání., Praha: TRITON. ISBN 80-7254-837-8.

35. VINDUŠKOVÁ, J., et al., 2003. *Abeceda atletického trenéra*. Praha: Olympia, Atletika. ISBN 80-7033-770-2.

Elektronické zdroje

1. NATUS MEDICAL INCORPORATED, © 2012. *NeuroCom Balance Manager Systems – Instructions for Use*. [online]. Dostupné z: <https://pdf.medicalexpo.com/pdf/natus-medical/neurocom-balance-family/76900-168311.html>

Články v časopisech

1. BARTONÍČEK, J., 2003. Anatomy of the tibiofibular syndesmosis and its clinical relevance. *SurgRadiol Anat.* 25(5). 379-386, DOI: 10.1007/s00276-003-0156-4.
2. BIALOSKY, J., E., et al. 2009. The mechanisms of manual therapy in the treatment of musculoskeletal pain: A comprehensive model, *Manual Therapy. Man Ther.* Volume 14 (5), 531-538 p. DOI:/10.1016/j.math.2008.09.001.
3. CLEMENT, D., B. 1984. Achilles tendinitis and peritendinitis: etiology and treatment. *Am J Sports Med.* 12(3). 179-84. DOI: 10.1177/036354658401200301.
4. ČOH, M., 2003. Biomechanical Analysis of Colin Jackson's hurdle clearance technique. Ljubljana. University of Ljubljana, Faculty of Sport, Biomechanical Laboratory. *Published by IAAF.* 18(1). 37-45. doi: 10.3390/app10093302.
5. ČOH, M., ISKRA, J., 2012. Biomechanical studies of 110 m hurdle clearance technique. *Sport science, Published by IAAF.* 5(1). 10-14. ISSN 1560-5000.
6. DOHERTY, C., 2014. The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports Med.* 44(1). 123–140. DOI: 10.1007/s40279-013-0102-5.
7. DRŠATA, J et al., 2008. Přínos statické počítačové posturografie ke skriningovému vyšetření kvantifikace posturální rovnováhy. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie.* 71(4), 422–428. ISSN 1803-6597.
8. GOFF, J., D., CRAWFORD, R. (2011). Diagnosis and treatment of plantar fasciitis. *Am Fam Physician.* 84 (6). 676-82. ISSN 1532-0650.

9. HERMACHOVÁ, H., 1998. Jaké boty?. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 5 (1). 21–31. ISSN 1211-2658.
10. HERTEL, J., 2002. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of athletic training*, 37(4), 364-375. ISSN 10626050.
11. HORAK, F. B., 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35. 107–111. DOI: 10.1093/ageing/af1077.
12. KALVASOVÁ, E., 2009. Možnosti terapeutického řešení laterálních instabilit ligament hlezna. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 15(3). 87-95. ISSN 1805-4552.
13. KHANAL, P., et al. 2021. Static one-leg standing balance test as a screening tool for low muscle mass in healthy elderly women. *Aging Clin Exp Res*. 33(7). 1831-1839. DOI: 10.1007/s40520-021-01818-x.
14. KOTRÁNYIOVÁ, E., 2007. Význam laterálních ligament hlezna. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 13(3). 122-129. ISSN 1211–2658.
15. LEE H., M. et al. 2020. Effect of Plyometric versus Ankle Stability Exercises on Lower Limb Biomechanics in Taekwondo Demonstration Athletes with Functional Ankle Instability. *Int J Environ Res Public Health*. 17(10). DOI: 10.3390/ijerph17103665.
16. MAFFULLI, N., et al., 2008. Genetic aspects of tendinopathy. *J Sci Med Sport*. 11(3). 243-7. DOI: 10.1016/j.jsams.2007.04.007.
17. MANCINI, M., et al. 2012. ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *J NeuroEngineering Rehabil*. 9 (59). doi:10.1186/1743-0003-9-59.
18. MARTIN, R., L., et al., 2014. Heel Pain—Plantar Fasciitis: Revision 2014. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 44(11). 1 - 33. DOI:10.2519/jospt.2014.0303.

19. MCGUINE, T., A., et al. 2006. The Effect of a Balance Training Program on the Risk of Ankle Sprains in High School Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*. 34(7). 1103-1111. DOI:10.1177/0363546505284191.
20. MCKEON, P., et al. 2008. Balance Training Improves Function and Postural Control in Those with Chronic Ankle Instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 40 (10). 1810-1819. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31817e0f92.
21. MCHUGH, M., P., et al. 2006. Factors for Noncontact Ankle Sprains in High School Athletes: The Role of Hip Strength and Balance Ability. *The American Journal of Sports Medicine*. 34(3). 464-470. DOI:10.1177/0363546505280427.
22. MOHAMMADI, F., 2007. Comparison of 3 preventive methods to reduce the recurrence of ankle inversion sprains in male soccer players. *Am J Sports Med*. 35(6). DOI: 10.1177/0363546507299259.
23. PAILLARD, T., NOÉ, F. 2015. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *Biomed Res Int*. DOI: 10.1155/2015/891390.
24. PETERKA, R. J., 2002. Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*. 88(3). 1097–1118. DOI: 10.1152/jn.2002.88.3.1097.
25. POLLOCK A., S., et al., 2000. What is balance? *Clin Rehabil*. 14(4). 402-6. DOI: 10.1191/0269215500cr342oa.
26. PSOTTA, R., et al., 2011. Vizuální diferenciacie jako faktor posturální stability u prepubescentů. *Česká kinantropologie*. 15(4). 76 – 84. ISSN 12119261.
27. PUDDU, G., et al. 1976. A classification of Achilles tendon disease. *Am J Sports Med*. 4(4):145-50. DOI: 10.1177/036354657600400404.
28. RAMACHANDRAN, S. 2014. Effects of short-term two weeks low intensity plyometrics combined with dynamic stretching training in improving vertical jump height and agility on trained basketball players. *Indian J Physiol Pharmacol*. 58(2). 133–6. ISSN 195499.

29. RAMÍREZ-CAMPILLO, R. 2013. Effects of plyometric training volume and training surface on explosive strength. *J Strength Cond Res.* 27(10). 2714–22. DOI: 10.1519/JSC.0b013e318280c9e9
30. SANTILITI, V., et al. 2005. Peroneus Longus Muscle Activation Pattern during Gait Cycle in Athletes Affected by Functional Ankle Instability: A Surface Electromyographic Study. *Am J Sports Med.* 33(8). 1183-7. DOI: 10.1177/0363546504274147.
31. SCHEPSIS, A., HAAS, A., L. 2002. Achilles tendon disorders in athletes. *Am J Sports Med.* 30(2). 287-305. DOI: 10.1177/03635465020300022501.
32. STEINBERG, N., et al. 2017. The relationship of hip muscle performance to leg, ankle and foot injuries: a systematic review. *Phys Sportsmed.* 45(1). 49-63. DOI: 10.1080/00913847.2017.1280370.
33. SUCHOMEL, T., LISICKÝ, D., 2004. Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 11(3). 128–136. ISSN 1211-2658.
34. VAŘEKA, I. 2002a. Posturální stabilita. Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 4. 115–121. ISSN 1211-2658.
35. VÉLE, F., PAVLŮ, D. 2012. Test dle Véleho, neboli Véle-test. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 19(2), 71-73. ISSN 1211-2658; 1805-4552.
36. WACLAWSKI, E., R., et al. 2015. Systematic review: plantar fasciitis and prolonged weight bearing. *Occupational Medicine.* 65(2). 97–106. DOI:10.1093/occmed/kqu177.

7 Seznam obrázků a tabulek

Obrázky

Obrázek 1: Skelet nohy (Zdroj: Foster, 2019)

Obrázek 2: Ligamentum collaterale mediale, mediální pohled (Zdroj: Foster, 2019)

Obrázek 3: Ligamentum collaterale laterale, laterální pohled (Zdroj: Foster, 2019)

Obrázek 4: Model nožní klenby (Zdroj: Kapandji, 1987)

Obrázek 5: Svaly držící nožní klenbu (Zdroj: Čihák, 2001)

Obrázek 6: Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Zdroj: Vařeka, 2002)

Obrázek 7: Posturální strategie, zleva kroková, kyčelní, kotníková (Zdroj: Shumway-Cook & Woollacott, 2007)

Obrázek 8: Fáze přeběhu přes překážku (Zdroj: Prezentace „Školení trenérů“, Český atletický svaz)

Obrázek 9: Správné technické provedení přeběhu přes překážky (Zdroj: Prezentace „Školení trenérů“, Český atletický svaz)

Obrázek 13: Report vstupního vyšetření m-CTSIB (Zdroj: vlastní)

Obrázek 14: Report výstupního vyšetření m-CTSIB (Zdroj: vlastní)

Obrázek 15: Vstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 16: Výstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 17: Vstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Obrázek 18: Výstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Obrázek 19: Vstupní (levý) a výstupní (pravý) Weight Bearing Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 20: Report vstupního vyšetření m-CTSIB (Zdroj: vlastní)

Obrázek 21: Report výstupního vyšetření m-CTSIB (Zdroj: vlastní)

Obrázek 22: Vstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 23: Výstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 24: Vstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Obrázek 25: Výstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Obrázek 26: Vstupní (levý) a výstupní (pravý) Weight Bearing Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 27: Report vstupního vyšetření m-CTSIB (Zdroj: vlastní)

Obrázek 28: Report výstupního vyšetření m-CTSIB (Zdroj: vlastní)

Obrázek 29: Vstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 30: Výstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 31: Vstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Obrázek 32: Výstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Obrázek 33: Vstupní (levý) a výstupní (pravý) Weight Bearing Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 34: Report vstupního vyšetření m-CTSIB (Zdroj: vlastní)

Obrázek 35: Vstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 36: Vstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Obrázek 37: Vstupní Weight Bearing Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 38: Report vstupního vyšetření m-CTSIB (Zdroj: vlastní)

Obrázek 39: Vstupní Stability Evaluation Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 40: Vstupní Stability Evaluation Test – stoj na odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Obrázek 41: Vstupní Weight Bearing Test (Zdroj: vlastní)

Obrázek 42: Grafické znázornění porovnání výsledků m-CTSIB (Zdroj: vlastní)

Obrázek 43: Grafické znázornění porovnání výsledků z tabulky 12 (Zdroj: vlastní)

Obrázek 44: Porovnání výsledků Stability Evaluation odrazové DK (Zdroj: vlastní)

Obrázek 45: Porovnání výsledků stoje na neodrazové DK (Zdroj: vlastní)

Obrázek 46: Grafické znázornění vstupních hodnot odrazové a dopadové DK (Zdroj: vlastní)

Obrázek 47: Grafické znázornění výstupních hodnot odrazové a dopadové DK (Zdroj: vlastní)

Tabulky

Tabulka 1 – výsledky funkčních testů probanda č. 1

Tabulka 2 – výsledky goniometrického vyšetření probanda č. 1

Tabulka 3 – výsledky funkčních testů probanda č. 2

Tabulka 4 – výsledky goniometrického vyšetření probanda č. 2

Tabulka 5 – výsledky funkčních testů probanda č. 3

Tabulka 6 – výsledky goniometrického vyšetření probanda č. 3

Tabulka 7 – výsledky funkčních testů probanda č. 4

Tabulka 8 – výsledky goniometrického vyšetření probanda č. 4

Tabulka 9 – výsledky funkčních testů probanda č. 5

Tabulka 10 – výsledky goniometrického vyšetření probanda č. 5

Tabulka 11: Porovnání výsledků m-CTSIB

Tabulka 12 – porovnání hodnot COMP Stability Evaluation Test

Tabulka 13 – Stability Evaluation Test odrazové DK

Tabulka 14 – porovnání výsledků stoje na neodrazové DK

Tabulka 15 - porovnání vstupních hodnot SV (deg/sec) při stoji na odrazové a neodrazové DK

Tabulka 16 – porovnání výstupních hodnot SV (deg/sec) při stoji na odrazové a neodrazové DK

Tabulka 17 – úspěšnost testů

8 Seznam zkratek

AA – alergologická anamnéza

art. – articulatio

AŠ – Achillova šlacha

ATFL – ligamentum talofibulare anterius

CFL – ligamentum calcaneofibulare

COG – centre of gravity

COMP – průměrná hodnota

č. – číslo

Deg/sec – stupeň za sekundu

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

FA – farmakologická anamnéza

HK – horní končetina

HKK – horní končetiny

KOK – kolenní kloub

KYK – kyčelní kloub

LDK – levá dolní končetina

lig. – ligamentum

m. – musculus

mm. – muscoli

např. - například

NO – nynější onemocnění

OA – osobní anamnéza

PA – pracovní anamnéza

PDK – pravá dolní končetina

PIR – postizometrická relaxace

PTFL – ligamentum talofibulare posterior

RA – rodinná anamnéza

SA – sportovní anamnéza

SocA. – sociální anamnéze

SV – sway velocity

TrPs – Trigger Points = spoušťové body

Tzv. – takzvaný

Viz. – jmenovitě

9 Seznam příloh a přílohy

Příloha č. 1 – vzor informovaného souhlasu probanda

Přílohy

Příloha č. 1 – vzor informovaného souhlasu probanda

Informovaný souhlas pro probanda

Výzkumník: Michaela Farová, studentka bakalářského studia oboru fyzioterapie, Zdravotně sociální fakulty Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích

Téma bakalářské práce: **Stabilizace hlezenního kloubu překážkových běžců jako prevence zranění**

Jméno a příjmení vedoucího práce: PhDr. Marek Zeman, Ph.D.

Veškeré údaje, které budou v rámci výzkumu poskytovány, budou považovány za zcela důvěrné a bude s nimi nakládáno v souladu se Zákonem č. 101/2000 Sb., O ochraně osobních údajů.

V.....

Dne

Podpis výzkumníka: Michaela Farová

.....

Ze strany probanda:

Já souhlasím s účastí v tomto výzkumu v rámci bakalářské práce a souhlasím s uveřejněním výsledků. Souhlasím s tím, že autor práce, Michaela Farová, smí použít získané informace do své bakalářské práce. Osobní údaje v práci nebudou zveřejněny. Data budou uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Tímto souhlasím se zveřejněním anonymních anamnestických údajů a fotografií, které byly zjištěny a pořízeny během výzkumu.

V.....

Dne

Podpis probanda

.....