

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Plzeň 2022

Eliška Dostálová

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: B0915P360008 Fyzioterapie

Eliška Dostálová

VYUŽITÍ AKRÁLNÍ KOAKTIVAČNÍ TERAPIE U BĚŽCŮ

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Rita Firýtová

PLZEŇ 2022

Zde se nachází zadání práce – vygenerované IS STAG.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 30. 3. 2020.

.....

vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Eliška Dostálová

Katedra: Rehabilitačních oborů

Název práce: Využití Akrální koaktivační terapie u běžců

Vedoucí práce: Mgr. Rita Firýtová

Počet stran – číslované: 49

Počet stran – nečíslované: 23

Počet příloh: 5

Počet titulů použité literatury: 40

Klíčová slova: Akrální koaktivační terapie, bolest, běh, akrum, napřímení páteře

Souhrn:

Tato bakalářská práce se zabývá využitím Akrální koaktivační terapie u běžců. Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část.

V první kapitole teoretické části je popsána podstata Akrální koaktivační terapie. V druhé kapitole je podrobně rozepsána kineziologie běhu. Třetí kapitola se zabývá správnou technikou běhu a poslední, čtvrtá kapitola teoretické části se věnuje nejčastějším zraněním běžců.

V praktické části je charakterizován sledovaný soubor, popsána metodika práce a demonstrována ukázka cvičební jednotky. Na konci této práce jsou zobrazeny výsledky měření dvaceti probandů před a po šesti týdenní terapii, diskuze nad stanovenými hypotézami a závěr práce.

Dvě ze čtyř hypotéz byly potvrzeny, a to konkrétně snížení bolesti na VAS škále alespoň o jeden stupeň v rámci pěti kilometrového běhu a zrychlení běhu či chůze na pět kilometrů. U hypotézy zabývající se napřímením páteře a hypotézy zlepšení postavení Achillovy šlachy došlo k vyvrácení.

Abstract

Surname and name: Eliška Dostálová

Department: Department of Rehabilitation science

Title of thesis: The utilisation of Acral Coactivation Therapy for runners

Consultant: Mgr. Rita Firýtová

Number of pages – numbered: 49

Number of pages – unnumbered: 23

Number of appendices: 5

Number of literature items used: 40

Keywords: Acral coactivation therapy, pain, running, acrum, spinal straightening

Summary:

This bachelor thesis deals with the use of Acral Coactivation Therapy in runners. The thesis is divided into theoretical and practical parts.

The first chapter of the theoretical part describes the essence of Acral Coactivation Therapy. In the second chapter is discussed kinesiology of running in detail. The third chapter deals with proper running technique and the last chapter of the theoretical part describes most common injuries of runners.

In the practical part, the examined sample is characterized, the methodology of the work is described and a demonstration of the exercise unit is shown. At the end of this work, results of measurements of twenty probands before and after the six-week treatment are described, the discussion of the hypotheses established and the conclusion of the work are shown.

Two of the four hypotheses were confirmed, namely a reduction in pain on the VAS scale at least for one degree during a five kilometers run and an increase in running or walking speed within five kilometer track. The hypothesis dealing with spinal strain and the hypothesis of improved Achilles tendon position were refuted.

Předmluva

Ke zpracování bakalářské práce jsem si vybrala téma „Využití Akrální koaktivační terapie“, z důvodu snahy pomoci přátelům, aktivním běžcům, od bolesti při běhu. Metodu ACT jsme zvolily po konzultaci s vedoucí bakalářské práce. S tím, že bychom chtěly zjistit souvislosti mezi během a touto metodou. V knize, která se zabývá metodou ACT ve sportu, není zkonkretizovaný tento sport. S bolestmi při běhu se přátelé, aktivní běžci, setkávají velice často a kvůli tomu by východiskem této práce měla být cvičební jednotka, která by napomohla běžcům od bolestí v průběhu nebo po jejich tréninku.

Poděkování

Děkuji Mgr. Ritě Firýtové za odborné vedení práce, poskytování užitečných rad pro zpracování práce, materiálních podkladů a rychlou komunikaci během celého studia a zejména při zpracování této kvalifikační práce. Dále děkuji všem probandům za účast při zpracování této kvalifikační práce. Za jejich ochotu se podrobit vyšetřením, kontrolám při provádění cviků, a že pravidelně a poctivě cvičili po celý čas trvání terapie.

OBSAH

SEZNAM GRAFŮ	11
SEZNAM OBRÁZKŮ	12
SEZNAM TABULEK	13
SEZNAM ZKRATEK	14
ÚVOD.....	15
TEORETICKÁ ČÁST	16
1 AKRÁLNÍ KOAKTIVAČNÍ TERAPIE	16
1.1 Princip a metodika akrální koaktivační terapie	16
1.1.1 napřímení a stabilizování páteře, končetin a trupu	16
1.2 Svalové řetězce v Akrální koaktivační terapii	17
1.2.1 Otevřený a uzavřený kinematický řetězec	17
1.2.2 Průběh ventrálního a dorzálního svalového řetězce	18
1.3 Motorické vzory a učení	20
1.4 Pozice aker v Akrální koaktivační terapii.....	21
1.5 Manuální techniky	22
2 KINEZIOLOGIE BĚHU	23
2.1 Deskripce běhu	23
2.2 Kinematika běhu.....	24
2.2.1 Páteř a trup.....	24
2.2.2 Pánev	25
2.2.3 Kyčel.....	26
2.2.4 Koleno	28
2.2.5 Hlezno.....	29
2.2.6 Rameno	30
2.2.7 Loket.....	31
2.3 Rozdíl mezi sprintem a vytrvalostním během	31
2.3.1 Sprint	31
2.3.2 Distanční běh	32
3 SPRÁVNÁ TECHNIKA BĚHU	33
3.1 Obecná pravidla.....	33
4 PROBLEMATIKA BOLESTI U BĚŽCŮ.....	35
4.1 Definice bolesti.....	35
4.2 Stupně a příčiny běžeckých zranění	35
4.3 Nejčastější zranění	36
4.3.1 Patelofemorální syndrom.....	37

4.3.2	Iliotibitální syndrom	37
4.3.3	Plantární fasciitida	37
4.3.4	Zánět Achillovy šlachy	37
4.3.5	Kolenní a kyčelní artróza	37
4.3.6	Další častá zranění	38
PRAKTICKÁ ČÁST		39
5	CÍL A ÚKOLY PRÁCE	39
5.1	Hlavní cíl	39
5.2	Dílčí cíle	39
6	HYPOTÉZY	40
6.1	Hypotéza 1	40
6.2	Hypotéza 2	40
6.3	Hypotéza 3	40
6.4	Hypotéza 4	40
7	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU	41
7.1	Běžci	41
7.2	Neběžci	44
8	METODIKA PRÁCE	45
8.1	Měření běhu a chůze	46
8.2	Terapie	46
8.2.1	Vzpěr na zádech	47
8.2.2	Vzpěr z polohy na zádech do polohy na boku	47
8.2.3	Vzpěr z polohy sedu do polohy na čtyřech	48
8.2.4	Vzpěr z polohy na čtyřech do polohy v kleku na obou kolenou	49
8.2.5	Vzpěr z polohy kleku do nároku	49
8.2.6	Vzpěr z nároku do stoje	50
9	ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ	51
9.1	Hypotéza 1 – napřímení páteře při pohybových strategiích	51
9.2	Hypotéza 2 – napřímení osivosti dolních končetin	53
9.3	Hypotéza 3 – porovnání bolesti dle analogové škály	54
9.4	Hypotéza 4 – čas na 5 km	56
DISKUZE		58
ZÁVĚR		63
SEZNAM LITERATURY		64
SEZNAM PŘÍLOH		68
PŘÍLOHY		69
	Příloha A – Dotazník ACD	69

Příloha B – doplňující otázky	70
Příloha C – Škála VAS	71
Příloha D – Informovaný souhlas.....	71
Příloha E – ukázka snímku z PodoCam	72

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Frekvence tréninků.....	41
Graf 2 Týdenní kilometráž	42
Graf 3 Postavení Achillovy šlachy u běžců.....	53
Graf 4 Postavení Achillovy šlachy u neběžců.....	53
Graf 5 Porovnání časů běhu na 5 km.....	56

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Otevřený kinematický řetězec.....	18
Obrázek 2 Uzavřený kinematický řetězec (Janura, 2004, 21).....	18
Obrázek 3 Správné postavení ruky a její klenby	21
Obrázek 4 Správné postavení nohy a její klenby	22
Obrázek 5 Fáze a náležitosti běhu	23
Obrázek 6 Ukázka správné techniky běhu	34
Obrázek 7 Anatomie běžecých zranění	36
Obrázek 8 Vzpěr na zádech	47
Obrázek 9 Vzpěr z polohy na zádech do polohy na boku	47
Obrázek 10 Vzpěr z polohy sedu do polohy na čtyřech	48
Obrázek 11 Vzpěr z polohy na čtyřech do polohy v kleku na obou kolenou.....	49
Obrázek 12 Vzpěr z polohy kleku do nároku	49
Obrázek 13 Vzpěr z nároku do stoje	50
Obrázek 14 Porovnání časů chůze na 5 km.....	57

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Stupně sportovních zranění	36
Tabulka 2 Frekvence kompenzačních cvičení u běžců	42
Tabulka 3 Lokalizace bolestivých obtíží a stupeň bolesti u běžců.....	43
Tabulka 4 Sportovní aktivity neběžců	44
Tabulka 5 Porovnání napřímení páteře při vstupním a výstupním vyšetření u běžců.....	51
Tabulka 6 Porovnání napřímení páteře při vstupním a výstupním vyšetření u neběžců.....	52
Tabulka 7 Porovnání bolesti na škále VAS u běžců.....	54
Tabulka 8 Porovnání bolesti na škále VAS u neběžců.....	55

SEZNAM ZKRATEK

ABD.....	abdukce
ADD.....	addukce
ACT	Akrální koaktivační terapie
atd.	a tak dále
CKC.....	Close kinetic chein/uzavřený kinematický řetězec
CNS	centrální nervová soustava
DF	dorzální flexe
DKK.....	dolní končetiny
DOF	digrease of freedom/stupně volnosti
dx.	dexter/pravý
EX.....	extenze
FLX.....	flexe
HKK.....	horní končetiny
m. / mm.	musculus, sval/ musculii, svaly
např.	například
OKC.....	Open kinetic chain/otevřený kinematický řetězec
PB	proband běžec
PF	punctum fixum/fixní bod
PM	punctum mobile/pohyblivý bod
PN.....	proband neběžec
SIAS.....	spina iliaca anterior superior
sin.....	sinister/levý

ÚVOD

Akrální koaktivační terapie je velice mladá metoda, která vychází z metodiky Roswithy Brunkow a dále se rozvíjí její principy (Špringrová, 2011). Základním principem vzpěrných cvičení Roswithy Brunkow je maximální volní dorzální flexe rukou a nohou proti pevnému či imaginárnímu odporu. Vzpěr do zápěstí a pat zahájí aktivaci diagonálních svalových řetězců, která se řetězí z distálních segmentů proximálně. Pomocí izometrické kontrakce agonistů i antagonistů dochází taktéž k ovlivnění trupového svalstva. Docentka Pavlů předpokládá, že reflexní aktivace je řízena na úrovni subkortikálních mechanismů. Podstatné je vědomé motorické učení a pochopení vnímání škály kvality provedení pohybů a její přenesení v kinestetickou úroveň (Pavlů, 2003; Kolář, 2009).

Běh je považován za aktivitu, která je nejvhodnější formou cvičení. I vědecké studie potvrzují, že lidské tělo je vyvinuto k vytrvalostnímu běhu svou stavbou. Běh je skvělý způsob, jak se stát vytrvalejším, silnějším a štíhlejším. Běh ovlivňuje nejen zevnějšek, ale i celou řadu vlastností vnitřních funkcí organismu. Tělo při běhu spaluje kalorie, proto je vhodnou variantou pro redukci tukové tkáně či udržování hmotnosti. Dále se během zvyšuje růst svalů, zvětšuje vitální kapacitu plic. VO_2 max je maximální spotřeba kyslíku, které tělo může zužít během zatížení. Dalším kladem této aktivity je snižování hladiny LDL cholesterolu, a naopak zvyšování HDL cholesterolu. Posledním benefitem běhu je psychická kondice. Během fyzické aktivity se vyplavují endorfiny, které napomáhají ke snižování stresu a k růstu sebehodnoty (Striano & Purcell, 2016).

Při běhu největší práci vykonávají dolní končetiny, a proto jsou nejnáchylnější ke zranění. Běžecská zranění jsou velice individuální a stejná zranění mohou způsobit jiné příznaky. K nejčastějším zraněním patří plantární fasciitida, běžecské koleno, syndrom iliotibiálního traktu, zánět Achillovy šlachy a bolest lumbální části zad (Striano & Purcell, 2016).

Cílem této práce je dosáhnout, pomocí zařazení cvičební jednotky s prvky ACT, snížení bolestivosti při běžecském tréninku. Dále zjistit, zda dojde k napřímení páteře při dynamických přechodech motorických vzorů a ovlivnění postavení Achillovy šlachy. Poslední úkolem je zjistit, jak zařazení cvičební jednotky ovlivníme čas probandů při běhu/chůzi na pět kilometrů.

TEORETICKÁ ČÁST

1 AKRÁLNÍ KOAKTIVAČNÍ TERAPIE

1.1 Princip a metodika akrální koaktivační terapie

Metoda Akrální koaktivační terapie (dále jen ACT) plynule navazuje na myšlenky a podstaty metody Roswith Brunkow. Využívá a rozvíjí některé její konkrétní neurofyziologické principy. V průběhu vývoje této metody Palašćáková Špringrová Ph.D. vyzorovala souvislosti mezi výchozí polohou a kladenými povely. Díky své studii využívala reflexní aktivaci svalstva trupu či končetin na základě „patterns“ neboli svalových vzorů, které již nestihla popsat (Špringrová, 2011).

ACT je založena na schopnosti motorického učení jedince, repetitivním opakování pohybových vzorů, vzpěrných cvičení v polohách ontogenetického vývoje dítěte do jednoho roku a využívání správného postavení aker a jejich zatížení zprvu v uzavřených kinematických řetězcích (CKC) a dále pak i v otevřených kinematických řetězcích (OKC).

Základními principy ACT jsou vzpěry do aker a následné vyvolání aktivace pohybových vzorů, díky nimž dochází k napřimování páteře v polohách, které se vyskytují během motorického vývoje. Využívá aplikaci exteroceptivních a proprioceptivních podnětů pro změnu svalového tonu ve ventrálním i dorsálním svalovém řetězci trupu i končetin. Ke zvýšení proprioceptivních stimulů užívá změny nastavení úhlu v kloubech (Špringrová, 2011).

Doktorka Palašćáková Špringrová ve své publikaci z roku 2011 (str. 28) uvádí: „Základními cíli metody ACT jsou:

1.1.1 napřimování a stabilizování páteře, končetin a trupu

- *nespecifická mobilizace páteře a končetin*
- *zvýšení svalové síly řetězců končetin a trupu díky ko-kontrakci*
- *prevence a terapie při onemocnění pohybového aparátu při přesně daných polohách s oporami o akra*
- *fixaci nově naučených pohybových vzorů*
- *zlepšení kondice a zlepšení pohybových vzorů.*“

1.2 Svalové řetězce v Akrální koaktivační terapii

1.2.1 Otevřený a uzavřený kinematický řetězec

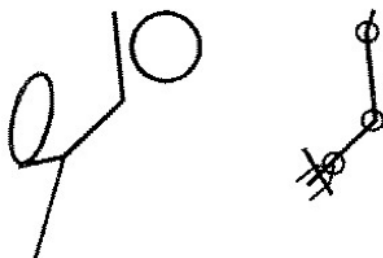
V polovině 20. století se objevily první zmínky o kinetických řetězcích. Začal o nich psát ve svých člancích rakouský ortoped Steindler. Důvodem bylo objevení způsobu zapojování dolní končetiny s volně pohyblivou nohou či nohou „fixovanou“ k podložce, díky čemuž došlo k rozdělení řetězců na otevřené a uzavřené (Beutler, Cooper, Kirkendall, & Garrett, 2002).

Nejjednodušším pohybovým řetězcem je kinematický pár – soustava dvou sousedících segmentů spojených kloubem. Připojením dalších segmentů získáváme řetězec. Otevřený kinematický řetězec má jeden konec volný a druhý fixovaný. Typická je fixace segmentu proximálního (punctum fixum) a segment distální se může pohybovat izolovaně (punctum mobile). Můžeme tedy tvrdit, že OKC je pohyb distálního článku vůči proximálnímu. U tohoto řetězce lze měnit postavení v jednom kloubu, aniž bychom ovlivnili postavení v ostatních kloubech. OKC je energeticky náročný a v praxi se využívá za účelem zlepšení pohyblivosti, mobility, zvětšení počtu stupňů volnosti (DOF), pro větší variabilitu provedení pohybu a funkční aplikaci (manipulaci). Je nutné mít kvalitní punctum fixum (PF), neboť je komplikované kontrolovat provedení pohybu pro jeho náročnost. Uzavřený kinematický řetězec lze definovat jako pohyb proximálního segmentu (PM) vůči distálnímu (PF) při fixaci obou konců. V tomto řetězci lze provést změnu postavení v jednom kloubu pouze za současné změny postavení v ostatních kloubech. CKC má charakter komplexnějšího pohybu a vyžaduje tak aktivaci vyšších struktur centrální nervové soustavy (CNS). CKC využívá principů opory, aproximace, snížení DOF a zvýšení stability. CKC je energeticky méně náročný než OKC, ačkoli zřetelně facilituje svalovou kontrakci veškerého zapojeného svalstva a zlepšuje nervosvalovou stabilizaci (Dvořák, 2005a; Janura, 2003; Kolář, 2009; Špringrová, 2011; Vařeka, 2002).

V ontogenetickém vývoji využívá novorozenec zpočátku OKC a postupným vývojem CNS začíná využívat CKC. Ukazatelem vyspělé motoriky je schopnost využívat oba kinematické řetězce dle stanoveného pohybového cíle. CNS tedy vybírá nejefektivnější zapojení svalových struktur a strategií k dokončení předurčeného cíle s nejmenším možným úsilím.

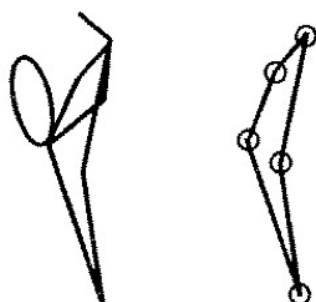
ACT využívá poloh motorického vývoje novorozence, který v optimálním případě využívá oba kinematické řetězce. Větší efekt se příkládá CKC, který je považován za hodnotnější pro terapeutické využití (Špringrová, 2011).

Obrázek 1 Otevřený kinematický řetězec



Zdroj JANURA, Miroslav. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. ISBN 80-244-0644-6.

Obrázek 2 Uzavřený kinematický řetězec (Janura, 2004, 21)



Zdroj JANURA, Miroslav. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. ISBN 80-244-0644-6.

1.2.2 Průběh ventrálního a dorzálního svalového řetězce

Svalový či pohybový řetězec můžeme popsat jako kontrakci určitých kosterních svalů, pomocí nichž dokážeme zrealizovat požadovaný pohyb na základně předurčené pohybové strategie. Dle publikace Miroslava Tichého *Dysfunkce kloubu VII řetězení a viscerovertebrální vztahy* rozlišujeme na svalové řetězce fyziologické a patologické. Fyziologické řetězce fungují na zdravém pohybovém aparátu. Správný průběh svalové kontrakce a timing (načasování) vytvoří pohyb dle předurčeného plánu. Můžeme tak předpokládat, že fyziologické řetězení je založeno pouze na neurofyziologickém principu. Patologické řetězení je mnohonásobně složitější. Jedná se o kombinaci neurofyziologických a biomechanických principů, které probíhají na funkčně či strukturálně změněném těle. Nedochozí k časové,

prostorové a funkční návaznosti a jako následek pak mohou vznikat sekundární poruchy vzdálené od primárního místa poškození (Tichý, 2009). Kolář se o poruchách řetězení vyjadřuje tak, že každá segmentální porucha způsobí reakční změnu funkce – svalovou hypotonii, nebo naopak hypertonii, omezí se pohyblivost a protažlivost měkkých tkání, sníží se rozsahy pohyblivých kloubů a změní se trofika kůže v odpovídajících dermatomech. Dochází tak k řetězení funkční patologie. V terapii lze využívat těchto zákonitostí o funkčních vztazích a ovlivňovat reakční změny na vzdálených místech od primárního místa poškození (Kolář, 1998).

V akrální koaktivační terapii používáme svalové řetězce začínající a končící na distálních částech končetin. Pomocí facilitačních a inhibičních prvků exteroceptorů či proprioceptorů nalezneme odpověď na tento podnět formou napřímení trupu a jeho stabilizaci. Svalové řetězce se skládají ze dvou typů svalů: tonických a fázických (Špringrová, 2011). Tonické svaly neboli posturální mají pomalejší průběh stahu, mají větší cévní zásobení, díky čemuž jsou méně unavitelné a vydrží delší kontrakci, mají lepší regeneraci a udržují vzpřímené tělo. Svaly fázické, které jsou fylogeneticky mladší, umožňují rychlou svalovou kontrakci, jsou rychleji unavitelné a mají tendence k hypotrofii.

Posloupnost zapojení fázických svalů ve ventrálním řetězci při dorzální flexi aker: m. abduktor hallucis + m. abduktor digiti minimi → m. peroneus longus et brevis + m. tibialis anterior, m. extenzor digitorum longus + m. abduktor hallucis longus → m. quadriceps femoris – vastus lateralis et medialis + mm. adductores → m. iliopsoas → m. obliquus abdominis internus → m. obliquus abdominis externus → m. serratus anterior.

Pořadí tonických svalů ventrálního řetězce při dorzální flexi aker: m. sternocleidomastoideus → m. trapezius pars descendens → mm. pectorales → m. biceps brachii → m. flexor digitorum superficialis et profundus.

Chronologie posturálních svalů v dorzálním řetězci s dorzální flexí aker: m. quadratus lumborum → m. gluteus medius et maximus → m. semimembranosus + m. semitendinosus + m. biceps femoris → mm. gastrocnemii → m. soleus → m. quadratus plantae + m. flexor digitorum brevis.

Sled při zapojení fázických svalů v dorzálním řetězci při dorsiflexi aker: mm. interossei dorsales + mm. lumbricales + m. abduktor digiti minimi + m. abduktor pollicis brevis → m. extenzor digitorum + m. extenzor digiti minimi + m. extenzor carpi ulnaris → m.

triceps brachii → m. supraspinatus + m. infraspinatus + m. teres minor → m. trapezius pars transversus → m. latissimus dorsi.

1.3 Motorické vzory a učení

Motorické učení je chápáno jako proces, při kterém se stává provedení pohybových úkonů stále jednodušším díky repetitivnímu nácviku a vjemu z vnějšího okolí (Kadavá, Opavský, 2019). Je velmi důležitou součástí vývoje člověka. Motorickým učením získáváme předpoklad pro úspěšné vykonání pohybové činnosti. Výsledkem tohoto procesu jsou tedy motorické dovednosti, které si osvojujeme a dále zdokonalujeme. Některé z nich později přejdou v automatismy (Perič, 2004). Mnoho autorů uvádí dva prvky motorického učení – učení motorických sekvencí a senzomotorickou adaptaci. Učení motorických sekvencí chápeme jako propojení jednotlivých analytických pohybů do uceleného motorického vzoru. Získáním a adopcí nových motorických úkonů dochází ke zvýšení kvality provedení, tudíž k odstranění chyb a ke zrychlení průběhu pohybového vzoru. Senzomotorickou adaptaci popisuje Seidler jako modifikaci osvojených motorických vzorů v důsledku změn v senzomotorické aferentace či motorické eferentace. Jinak lze tento proces popsat jako reakci pohybového systému na změnu vyvolanou vnějším prostředím či překážkou a následné tvoření chyb v průběhu motorického vzoru (Kitago, Krakauer, 2013; Seidler, 2010).

Program učení hledající nejefektivnější způsob provedení pohybu je jinak nazýván „genetický algoritmus“, který se již vyskytuje u motoriky plodu v prenatálním období (Vařeka, 2006 b). Tento proces je nadále ovlivňován zevními faktory z okolí a vývojem CNS. Lidské tělo se v průběhu ontogenetického vývoje mění. Tkáně, orgány i systémy organismu mění své funkce a proporce a CNS je nucena se pomocí neuroplasticity adaptovat na tyto změny, aby byla schopná je vést a regulovat. (Špringrová, 2011)

Do procesu motorického učení se zapojují dle zobrazovacích metod následující neuroanatomické struktury: mozeček, bazální ganglia, prefrontální a parietální část mozkové kůry a limbický systém (Doyon, Benali, 2005). V kojeneckém období převládají motorické vzorce na úrovni kmenové a spinální. V průběhu motorického vývoje jedince přebírají řízení vyšší části CNS a způsobují tak zánik původních pohybových vzorců z nižších etáží (např. zkřížený extenční vzor či hluboké tonické šijové reflexy) a nahrazují je volní motorikou. Zapojením vyšších oblastí CNS dochází k prvopočátkům koaktivace. Díky tomuto procesu se začínají formovat funkce svalů a svalových synergií, které se stávají motorickými vzory. Jednotlivé svaly se zapojují chronologicky dle ontogenetického vývoje.

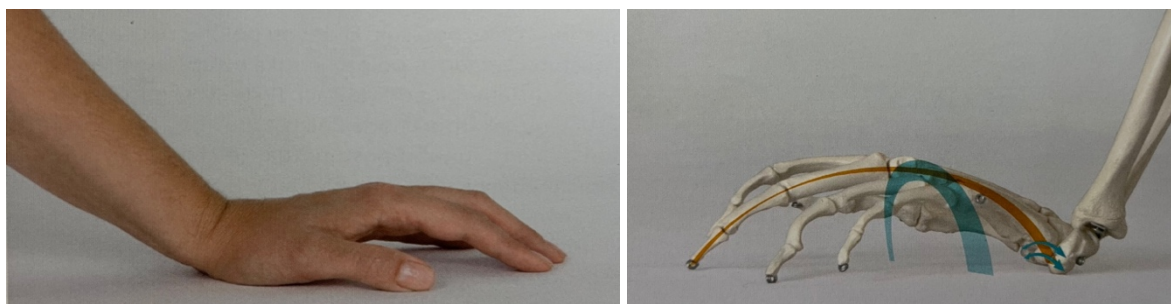
ACT využívá funkční propojení svalů již od prvopočátku. Pohybové vzory jsou důsledkem učení se a hledání. ACT je založeno na motorických vzorech, díky nimž dochází k napřímení páteře, stabilizaci končetin a trupu na základě vzporu do funkčního akra. Primární motorická oblast mozkové kůry zajišťuje řízení hybnosti distálních částí končetin, zejména jemnou motoriku. Naopak proximální část končetin a kořenové svaly zabezpečují řízení z premotorické korové oblasti mozku. Tato oblast je zodpovědná za realizaci volných komplexních pohybů, které vyžadují zrakovou kontrolu (Špringrová, 2011).

1.4 Pozice aker v Akrální koaktivační terapii

„Nastavení aker v průběhu vzpěrných cvičení respektuje funkční anatomii a kineziologii. Udržení stejného nastavení aker před i během cvičení je důležité pro aktivaci správných pohybových programů, jejichž důsledkem je napřímení páteře. Oporu o akra provádíme buď reálně nebo virtuálně.“ (Špringrová, 2011)

Přirozené postavení ruky je podporováno třemi systémy a dohromady ztvárňují konkavitu ruky. Při akrálních vzpěrech udržujeme ruku v kopulovité poloze, kterou vytváří příčná a podélná klenba. Toto postavení ruky pozorujeme i v případě, že ruka zcela relaxuje. Proximální část příčné klenby je složena distální řadou karpálních kůstek. Karpometakarpovým skloubením prochází distální příčná klenba, ale na rozdíl od proximální příčné klenby je mobilní. Kolmo na příčné klenby se nachází klenba podélná, která prochází druhým a třetím metakarpem, plynule pokračuje v druhý a třetí prst. V proximální části je spojena pevným karpometakarpovým skloubením a distální část je pohyblivá do flexe a extenze prstů (Špringrová, 2011).

Obrázek 3 Správné postavení ruky a její klenby



Zdroj PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, Ingrid. Akrální koaktivační terapie: vycházející ze základních principů metody Roswithy Brunkow. [Čelákovice]: Rehaspring, 2011. ISBN 978-80-260-0912-2.

Na noze se nachází tři opěrné body: hlavička I. a V. metatarzu a patní kost. Mezi nimi se nachází dvě klenby – příčná a podélná. Podélná klenba se skládá z vnitřního a vnějšího oblouku. Vnitřní oblouk je tvořen prvními třemi metatarsy, os cuneiformia, os naviculare, která je vrcholem této klenby a os talus. Zevní tzv. malíkový paprsek tvoří IV. a V. metatarz, calcaneus a os cuboideum. Příčnou klenbu tvoří přední a zadní oblouk. Přední oblouk tvoří hlavičky metatarzů s nejvyšším bodem v oblasti III. metatarzu. Tři kosti klínové a kost krychlová dohromady formují zadní oblouk příčné klenby. Z funkčního hlediska hrají významnou roli svaly a šlachy, které obě klenby drží a umožňují člověku pružný nášlap (Buchtelová, 2018). V ACT se noha nerozděluje do tří částí, jako v metodice Roswithy Brunkow. Noha je brána jako celek, který musí v dorzální flexi pracovat aktivně, aby byly zachovány obě nožní klenby. Proto v ACT tvoří opěrný bod pouze paty. Za chybné postavení nohou lze považovat hyperextenzi v tarzometatarzových kloubech, křečovitě držení prstů a inverzi či everzi paty či přednoží (Špringrová, 2011).

Obrázek 4 Správné postavení nohy a její klenby



Zdroj PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, Ingrid. Akrální koaktivační terapie: vycházející ze základních principů metody Roswithy Brunkow. [Čelákovice]: Rehaspring, 2011. ISBN 978-80-260-0912-2.

1.5 Manuální techniky

Pro vyvážení tonu antagonistických svalových řetězců využíváme exteroceptivní a propioceptivní facilitaci. Manuální exteroceptivní techniky využíváme dle individuálních nároků pacienta na začátku či v průběhu terapie. Aplikací těchto technik by mělo dojít k efektivnějšímu zapojení svalových řetězců na končetinách a trupu, a proto se zlepšuje osové napřímení skeletu. Příkladem exteroceptivních facilitačních a inhibičních technik jsou např. tření, škrábání, přiložení teplých či chladných podnětů atd. (Špringrová, 2011)

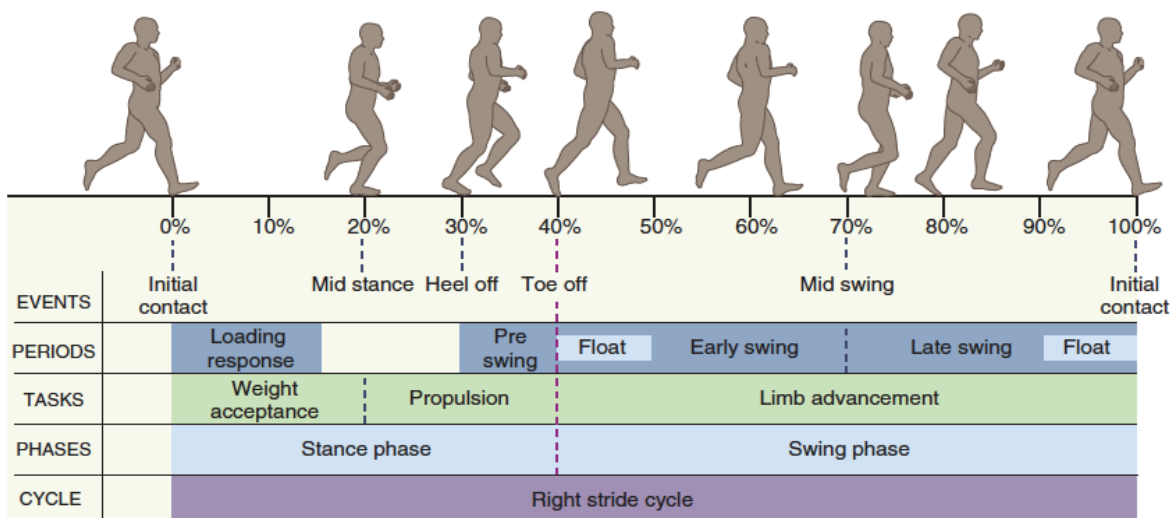
2 KINEZIOLOGIE BĚHU

2.1 Deskripce běhu

Běh je modifikací chůze a též ho řadíme do skupiny bipedální lokomoce. Pohyby vykonávané během běhu se nejsou odlišné od pohybů chůze. Liší se úhly, které svírají jednotlivé segmenty dolních končetin (DKK) a horních končetin (HKK), načasováním a velikostí pohybu, a to zejména kvůli vyšší rychlosti. Jedná se o automatický pohyb, jehož základní pohybovou jednotkou je krokový cyklus, který je sledem veškerých pohybů a událostí mezi dvěma po sobě jdoucími kontakty téhož chodidla se zemí. Na rozdíl od chůze, kde se pata dotýká země jako první, v běhu nezáleží, zda se jako první dotkne země přední, střední či zadní část chodidla. Tento kontakt se zemí nazýváme došlapem (Neumann, 2013).

Krokový cyklus se skládá ze dvou fází: stojné, kde je referenční noha v kontaktu se zemí a švihové, kdy je referenční noha ve vzduchu. Stojná fáze zabírá zhruba 40 % krokového cyklu. Tento údaj se ale mění v přímé úměrnosti s rychlostí. Čím rychlejší je běžec, tím kratší dobu stráví ve stojné fázi a bude se prodlužovat interval švihové fáze. V kontrastu s chůzí nemá běžec krokový cyklus dvojí oporu končetin. Do kontaktu se zemí se dostává maximálně jedna DK. V případě, že se podložky nedotýká ani jedna z DKK, jedná se o letovou fázi. Tato fáze je definovaná jako období, které nastává bezprostředně po odlepení jedné končetiny od země a končí prvním dotykem druhé končetiny se zemí (Neumann, 2013).

Obrázek 5 Fáze a náležitosti běhu



Zdroj NEUMANN, Donald A. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. 2nd. Ed. Elsevier Health Sciences, 2013. ISBN 9780323266321.

2.2 Kinematika běhu

Po celou dobu běhu dochází k pohybu v sagitální, frontální a transversální rovině (Dylevský, 2007; Čihák, 2011).

Základní měrnou jednotkou běhu je krokový cyklus. Cyklus začíná dotykem chodidla země a končí, když se tatáž noha opět dotkne země (Novacheck, 1997).

Svaly dolní končetiny a trupu jsou v různých částech krokového cyklu zapojovány odlišně. Měření svalové aktivity se provádí pomocí elektromyografie (Neumann, 2013).

2.2.1 Páteř a trup

V průběhu krokového cyklu dochází k předklonu a záklonu v rozmezí 5-10 stupňů. Anteflexe je nejmenší při počátečním kontaktu chodidla se zemí a svého maximálního rozsahu dosahuje těsně po polovině kroku. Při zvyšující se rychlosti běhu zaujímá trup větší flexi v úvodním kontaktu s podložkou, ale celkový rozsah pohybu se nezvyšuje (Neumann, 2013). Flexi axiálního systému zajišťují antagonisté vzpřimovačů trupu. Jedná se o m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, dále flexory kyčelního kloubu – m. iliopsoas, m. sartorius, m. tensor fasciae latae a další. Větší aktivitu vyvíjí přímý břišní sval na úkor souhry mezi m. iliopsoas a m. rectus femoris, protože dochází k omezení jejich spolupráce. Extenzi ovlivňuje protažlivost břišních svalů. Hlavními svaly jsou vzpřimovače trupu – m. erector spinae, m. latissimus dorsi a m. trapezius. M. gluteus maximus a ischiocrurální svaly označujeme jako synergisty extenze páteře. Při obou pohybech závisí na pohyblivosti intervertebrálních kloubů a elasticitě vazivového aparátu páteře (Dylevský, 2009).

Rozsah lateroflexe při běhu je 5 stupňů na každou stranu. Největší lateroflexe je dosaženo při prvním ipsolaterálním kontaktu chodidla se zemí (Neumann, 2013). Úklon je vykonáván gravitací společně s antagonisty, které jej inhibují svým napětím. Až poté se zapojují agonisté – m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. iliopsoas a pectoralis major (přední strana trupu), m. erector spinae, m. quadratus lumborum, m. latissimus dorsi a m. trapezius (zadní strana). Jedná se vždy o jednostrannou aktivaci uvedených svalů. Pokud jsou dolní končetiny fixované, na provedení pohybu se podílejí ještě svaly jdoucí z lopaty kyčelní na stehenní kost – m. gluteus medius, minimus et maximus, m. rectus femoris a m. tensor fasciae latae (Dylevský, 2009).

Amplituda pohybů v horizontální rovině je mnohem menší v dolních segmentech než v horních. Dochází k rotaci páteře, kdy je spodní část páteře rotována opačným směrem než část horní. Maximální rotace doprava v bederním segmentu nastává těsně před počátečním kontaktem pravé DK, přičemž po celou dobu dochází ve vyšších segmentech k rotaci doleva. Maximální rotaci beder doleva pozorujeme okamžitě po odrazu pravé končetiny, kdy zároveň dochází k pravostranné rotaci hrudních obratlů. Celková amplituda je zhruba 5 stupňů v oblasti bederní páteře a v hrudní páteři je třikrát větší (Neumann, 2013). Rotace trupu vyžaduje chronologický sled několika kontrakcí svalů stejného průběhu a směru. Např. rotaci vlevo zajišťují tyto svaly – m. obliquus externus abdominis dexter (dx.), m. obliquus internus abdominis sinister (sin.), m. pectoralis major dx., m. serratus anterior dx., m. sternocleidomastoideus dx. (z ventrální strany trupu); m. splenius sin., m. transversospinalis, mm. levatores costarum, mm. intercostales externi et interni a m. obliquus externus dx. (z dorzální strany trupu). Dále k levostranné rotaci přispívají svaly m. latissimus dorsi sin., m. trapezius sin. a mm. rhomboidei major et minor sin. (Dylevský, 2009).

2.2.2 Pánev

Při běhu pánev vykazuje přední náklon neboli antevertzi v poloze 15 až 20 stupňů, což je o cca 11 stupňů více než při stoji. Během běžecského krokového cyklu dochází k pohybu pánve s celkovou amplitudou 5 stupňů. V počátečním kontaktu DK se zemí se pánev klopí dorzálně, přičemž stále zůstává v antevertzi. Poté začíná anteriorní klopení a maxima dosahuje při odrazu od špičky. Tento pohybový vzor se opakuje ve švihové fázi ipsolaterální končetiny v důsledku požadavků kontralaterální končetiny na pánev. Během jednoho krokového cyklu tedy dochází ke dvojímu klopení pánve (Neumann, 2013). Pánevní sklon se projevuje na základě změny v lumbálním segmentu páteře. Antevertzi pánve zajišťují – m. iliopsoas, m. adductor longus et brevis a m. rectus femoris. Retrovertze se účastní tyto svaly – m. biceps femoris (caput longum), m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. gluteus maximus a část m. gluteus medius. (Dylevský, 2009)

K laterálnímu klopení pánve dochází v rozsahu 10 stupňů. Při prvním kontaktu chodidla s podložkou se nachází ipsolaterální crista iliaca výše než kontralaterální = kontralaterální náklon. Kontralaterální náklon dosahuje svého maxima těsně před polovinou zátěže ve fázi stojné. Poté se náklon mění a pánev se dostává do ipsolaterálního náklonu, který dosahuje svého maxima při odrazu ze špičky. Děj se opakuje opět dvakrát v rámci jednoho krokového cyklu.

Rozsah rotace pánve je zhruba 10-15 stupňů, přičemž zevní a vnitřní rotace jsou shodné. Za zevní rotaci pánve, vůči pravé končetině, považujeme pohyb, kdy levá spina iliaca anterior superior (SIAS) předbíhá pravou SIAS, při pohledu shora (podle směru hodinových ručiček), při počátečním doteku pravé končetiny. Levá SIAS se dostává před pravou SIAS až do doby, než dosáhne svého maxima, ke kterému dochází právě před polovinou stejné fáze. V druhé polovině stejné fáze se pánev rotuje dovnitř (pravá SIAS předbíhá levou). Při odrazu ze špičky sledujeme neutrální pozici pánve. Maximální vnitřní rotaci sledujeme v polovině švihové fáze, což odpovídá polovině stejné fáze kontralaterální DK (Neumann, 2013).

2.2.3 Kyčel

Flexe a extenze

Ve stejné fázi je kyčelní kloub při prvotním doteku ve flexi (FLX) 35° a tento úhel se mírně zvětšuje do té fáze, než se začne extendovat. Na konci stejné fáze dosahuje KYK extenzi (EX) 0-5° v okamžiku odlepení špičky. Během švihové fáze se KYK opět flektuje, aby došlo k posunu končetiny vpřed. Rostoucí FLX v kyčli souvisí s nárůstem rychlosti běhu. Vizuálně se může zdát, že EX v KYK je větší, ale tento optický klam způsobuje anteriorní náklon pánve, který je maximální při odlepení špičky, právě když dochází k maximální EX KYK (Neumann, 2013).

Flexe kyčelního kloubu je prováděna především kontrakcí m. iliopsoas, m. rectus femoris a m. pectineus. Za synergisty považujeme m. sartorius, m. tensor fasciae latae, m. gluteus medius et minimus, mm. adductores a m. gracilis. Břišní svaly a m. erector spinae napomáhají stabilizaci. M. pectineus, m. tensor fasciae latae, mm. glutei a mm. adductores můžeme též považovat za svaly neutralizační (Dylevský, 2009). M. iliopsoas je maximálně aktivní před odlepením prstů, kdy pracuje excentricky. Ihned po odlepení prstů v úvodní fázi švihu následuje koncentrická kontrakce. M. rectus femoris a m. sartorius se zapojují v časné fázi švihu. Jejich přínosnost v běhu je velice složitá, jelikož jsou vícekloubové (Neumann, 2013).

Na extenzi kyčle se podílejí zejména m. gluteus maximus, m. biceps femoris (caput longum), m. semitendinosus a m. semimembranosus. Za pomocné svaly považuje m. adductor magnus, m. gluteus medius (zadní část), m. gluteus minimus. Stabilizační svaly extenze se shodují s těmi při flexi. M. gluteus medius a mm. adductores se chovají jako neutralizační svaly (Dylevský, 2009). Hýžd'ový sval je aktivní před prvním kontaktem se

zemí, aby připravil kyčelní kloub na zátěž. Při doteku působí m. gluteus maximus excentricky, aby zpomalil rychlost těla směrem dolů. Koncentrická svalová kontrakce nastává bezprostředně po doteku a trvá zhruba do poloviny stojné fáze, aby mohla vzniknout extenze kyčle. V druhé polovině stojné fáze a na začátku švihové je neaktivní. Ve zbytku švihové fáze pracuje excentricky, aby zpomalil flexi kyčle. Velikost aktivity hýžďového svalu souvisí s rychlostí běhu. Pomocným svalem je adductor magnus, který extenduje kyčel, když se nachází ve flexi a své maximální kontrakce dosahuje v polovině stojné fáze. Hamstringy (m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. biceps femoris) jsou aktivovány před prvním dotekem a zůstávají aktivní v první třetině krokového cyklu. Hamstringy jsou v porovnání s hýžďovým svalem méně aktivní zhruba o polovinu. Své maximální aktivity dosahují na konci švihové fáze, kdy excentrickou kontrakcí brzdí flexi v kyčli, před iniciací extenze před prvním dotykem nohy s podložkou (Neumann, 2013).

Abdukce a addukce

V okamžiku úvodního kontaktu s podložkou se KYK nachází v mírné addukci (ADD). Do maximální hodnoty se dostává v polovině stojné fáze. Ve zbývající části stojné fáze se kyčel dostává do abdukce (ABD) a v této poloze zůstává i v první části švihové fáze, než se opět vrací do ADD (Neumann, 2013).

Hlavními svaly provádějící addukci jsou m. adductor magnus, longus et brevis a m. gracilis. Napomocnými svaly tohoto pohybu jsou m. gluteus maximus, m. obturatorius externus, m. quadratus femoris, m. iliopsoas a m. pectineus. Za neutralizační svaly považujeme m. gluteus medius et minimus (Dylevský, 2009). M. adductor magnus vykazuje velice nízkou aktivitu, a především napomáhá extenzi v kyčli. Naopak m. adductor longus vykazuje vrchol aktivity během časného švihu, kdy pravděpodobně pomáhá s flexí kyčle (Neumann, 2013).

Hlavním agonistou abdukce je m. gluteus medius. Další svaly podílející se na unožování – m. gluteus minimus, m. tensor fasciae latae, m. gluteus maximus a m. piriformis (Kapandji, 2002). Aktivita gluteus medius je velmi podobná aktivitě gluteus maximus. Střední sval hýžďový je aktivní před úvodním kontaktem se zemí. M. gluteus medius během zatížení končetiny pracuje excentricky, aby kontroloval aktivitu adduktorů. Maximální kontrakce dosahuje v počátku stojné fáze a poté se excentrie mění v koncentrii, aby ve zbytku stojné fáze byl kyčelní kloub v abdukci. V poslední části stojné fáze je neaktivní. Zapojuje se až v poslední fázi švihu, kdy se připravuje na dotyk nohy s podložkou. M. tensor fasciae

latae se zapojuje především ve stejné fázi pohybu a asistuje tak malému a střednímu svalu (Neumann, 2013).

Zevní a vnitřní rotace

Rotační složka v kyčli se pohybuje v rozmezí 10 stupňů amplitudy. Ale průměr rotačního úhlu v celém krokovém cyklu se blíží nule neboli neutralitě. Některé studie popisují, že ve stejné fázi dochází k zevní rotaci a ve švihové fázi k vnitřní rotaci. Jiné studie tento názor vyvrací a popisují děj opačně (Neumann, 2013).

Vnější rotaci kyčelního kloubu mají na starosti *m. quadratus femoris*, *m. piriformis*, *m. gemellus superior et inferior*, *m. obturatorius internus et externus* a *m. gluteus maximus*. Mezi pomocné svaly zevní rotace se řadí *mm. adductores*, *m. pectineus*, *m. gluteus medius*, *m. biceps femoris (caput longum)* a *m. sartorius*. Pro stabilizační pohyb se zapojují především *m. quadratus lumborum*, břišní svaly a *m. erector trunci* (Dylevský, 2009). *M. quadratus femoris* je aktivní v celém krokovém cyklu a v pozdní fázi švihové. S největší pravděpodobností funguje i excentricky jako vnitřní rotátor během zatížení stejné končetiny a jako stabilizátor hlavice femuru v acetabulu v obou fázích cyklu (Neumann, 2013).

Vnitřní rotaci KYK zajišťují *m. gluteus minimus* a *m. tensor fasciae latae*. Synergisty vnitřní rotace jsou *m. gluteus medius*, *m. gracilis*, *m. semitendinosus* a *m. semimembranosus*. Stabilizační svaly jsou stejné jako u zevní rotace. Neutralizačním svalem je *m. adductor magnus* (Dylevský, 2009).

2.2.4 Koleno

Flexe a extenze

Koleno vykazuje dva pohybové vzory. Jeden při fázi stejné a jeden při fázi švihové. V první polovině stejné fáze se koleno nachází ve FLX 10-20° a svého maxima dosahuje přesně uprostřed této fáze cca 45-50° FLX. Díky této střední pozici dochází ke zpomalení pohybu středu těla dolů, a tak se sníží těžiště. Druhou polovinu stejné fáze se koleno natahuje a svírá zhruba úhel 20° FLX při posledním dotyku špičky se zemí. Tento pohybový vzor se opakuje i ve švihové fázi, jen v daleko větším rozsahu pohybu. V polovině švihové fáze můžeme v kolenním kloubu naměřit až 120° FLX (Neumann, 2013).

M. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus provádějí flexi kloubu kolenního. Za synergisty považujeme m. gracilis, m. sartorius, mm. gastrocnemii, m. popliteus. Pohyb stabilizují m. iliopsoas, m. pectineus a m. rectus femoris (Dylevský, 2009). Hamstringy vykazují nízkou aktivitu v průběhu stojné fáze, kdy pomáhají extenzi kyčle. Během časného švihu jsou tyto svaly neaktivní a jejich aktivita narůstá. Hlavním účelem druhé fáze švihu je zpomalení pohybu v kolenním kloubu, tím se končetina dostane díky excentrické kontrakci do správného postavení pro počáteční kontakt s podložkou. Právě během této fáze dochází nejčastěji ke zranění (Neumann, 2013).

Extenzi v KOK zajišťuje m. quadriceps femoris. Pomocné svaly jsou m. tensor fasciae latae, a m. gluteus maximus. Pohyby stabilizují břišní svaly, m. quadratus lumborum a m. erector trunci (Dylevský, 2009). Všechny čtyři hlavy quadricepsu jsou aktivní především ve fázi, která předchází prvnímu kontaktu a přetrvává v prvních okamžicích stojné fáze. Největší aktivitu vykazují během reakce na zatížení, při excentricky řízené flexi kolene (Neumann, 2013).

2.2.5 Hlezno

Dorzální a plantární flexe

Při došlapu talocrurální kloub dosahuje 95° flexe, což je o pět stupňů více, než je stanovená neutrální pozice v hlezenním kloubu (90° flexe = 0° dorzální flexe). Hlezenní kloub pokračuje v provádění dorzální flexe (DF) a dostává se maximálně do 30° DF kvůli přesunu tibie přes chodidlo, které je fixované k zemi. Při odvíjení chodidla od země se noha dostává do plantární flexe a vzniká tak akční potenciál pro odraz. Maximální plantární flexe se pohybuje okolo 15° těsně po odrazu. Ve švihu se noha pomalou úhlovou rychlostí dostává do dorzální flexe a připravuje se na kontakt s podložkou (Neumann, 2013).

Dorzální flexi v talocrurální kloubu provádí m. tibialis anterior, jeho pomocnými svaly jsou m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a mm. peronei. Aktivita m. tibialis anterior je zřetelná již v počátečním kontaktu, kdy zajišťuje spuštění i přední části chodidla k zemi. Větší aktivita bude u běžců, kteří dopadají na patu, protože se zvětšuje úhel chodidla vůči zemi. M. tibialis anterior je nejaktivnější během švihové fáze. V její první části zejména proto, že pomáhá chodidlu se odlepit od podložky a v druhé části se hlezno připravuje na následný kontakt se zemí (Neumann, 2013).

Plantární flexi má na starosti m. triceps surae společně se synergisty – m. tibialis posterior, m. flexor digitorum, m. flexor hallucis longus a m. peroneus longus et brevis. Neutralizačními svaly jsou všechny svaly bérce, které ruší veškeré supinační a pronační výchylky v kloubu (Buchtelová, 2018). M. triceps surae je aktivní před prvním kontaktem a v blízkosti poloviny stojné fáze. M. soleus vykazuje vrcholnou aktivitu dříve než m. gastrocnemii. Od začátku krokového cyklu jsou v excentrii, aby kontrolovaly dorziflexi hlezna. Od poloviny stojné fáze jsou funkční koncentricky a zajišťují rychlou plantární flexi v předšvih (Neumann, 2013).

Poloha v subtalárním kloubu se liší podle jedince v rozmezí od 5° inverze po 10° everze. Odval chodidla začíná spíše pohybem do everze a v druhé polovině se vrací pomocí inverze do pozice počáteční pozice pro ideální nastavení odlepení špičky (Neumann, 2013). M. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis tvoří inverzi. Těmto svalům pomáhá ještě m. triceps surae. Everze je zprostředkována kontrakcí m. peroneus longus a m. peroneus brevis, synergistou jim je m. extensor digitorum longus (Dylevský, 2009).

2.2.6 Rameno

Pohyb ramene během běhu je velice podobný pohybu při chůzi. Během stojné fáze se ipsilaterální kyčel extenduje, zatímco se kontralaterální rameno flektuje přibližně do 10°. Během švihové fáze je to naopak, ipsilaterální KYK se flektuje a rameno se extenduje do zhruba 40° a poté se postupně flektuje. Pohyb v ramenním kloubu je velice variabilní u různých jedinců. Předpoklad je, že čím delší bude krok běžce, tím větší exkurze bude v rameni provádět (Neumann, 2013).

Rameno je kloub volný kulovitý a díky svému tvaru může provádět pohyby ve všech třech rovinách. Na flexi ramenního kloubu se podílejí m. deltoideus, m. coracobrachialis a m. biceps brachii (caput breve), synergistou je m. pectoralis major. M. infraspinatus a m. teres minor tvoří neutralizační složku a m. subclavius, m. trapezius mají roli svalů stabilizačních. Extenzi ramene zajišťují m. latissimus dorsi, m. teres major a m. deltoideus. Pomocnými svaly extenze jsou m. triceps brachii (caput longum), m. teres minor, m. subscapularis a m. pectoralis major. Extenzi neutralizují m. deltoideus, m. infraspinatus a m. teres minor a ke stabilizaci slouží m. triceps brachii, m. coracobrachialis, mm. rhomboidei, mm. intercostales, mm. abdominis a m. erector trunci. Ačkoli v běhu nedochází k dalším pohy-

bům, chtěla bych alespoň popsat hlavní skupiny svalů tvořící konkrétní pohyb. Abdukci zajišťují m. deltoideus, m. supraspinatus (0-30°) a m. serratus anterior. Addukce je ztvárněna pomocí kontrakce m. pectoralis major, m. latissimus dorsi a m. teres major. M. infraspinatus a m. teres minor rotují ramenní kloub zevně a m. subscapularis, m. latissimus dorsi a m. teres major naopak rameno rotují dovnitř (Dylevský, 2009).

2.2.7 Loket

Během celého běžeckého cyklu jsou lokty drženy v 90° flexe a v neutrálním postavení předloktí. Může docházet k nepatrným pohybům, které jsou menší než 30°. Pokrčením HKK se snižuje hmotnost na základě přesunutí těžiště více mediálně (Neumann, 2013). Na flexi v loketním kloubu se podílí m. biceps brachii, m. brachialis a m. brachioradialis jakožto hlavní svaly. Pomocnými svaly jsou m. flexor digitorum superficialis, m. flexor carpi ulnaris a m. palmaris longus. Extenze je provedena kontrakcí m. triceps brachii a m. anconeus. Těmto dvou svalům dopomáhají m. extenzor carpi ulnaris, m. extensor carpi radialis longus et brevis a m. extenzor digitorum (Dylevský, 2009).

V předloktí probíhají dva další pohyby. Supinace, což je základní nastavení předloktí, kde jsou ulna a radius rovnoběžné. Je prováděna těmito svaly – m. biceps brachii a m. supinator a jako pomocný sval je uváděn m. brachioradialis. Pronace je postavení předloketních kostí, kdy se radius obtáčí ulnu, která zůstává na svém místě. Zprostředkovávají jí m. pronator teres a m. pronator quadratus jako agonisté a synergii provádí m. flexor carpi radialis, m. palmaris longus, m. extenzor carpi radialis longus a m. brachioradialis (Čihák, 2011; Dylevský 2009).

2.3 Rozdíl mezi sprintem a vytrvalostním během

2.3.1 Sprint

Mezinárodní atletická federace IAAF definuje sprinterské disciplíny jako závody do 400 metrů. A trvají méně než minutu. Sprinter je závislý na schopnosti rychlé akcelerace při startu na rozdíl od dlouhých distancí. V průběhu 100 m závodu tvoří prvních 40-60 m akcelerační fázi, poté sprinteři zhruba 10-30 metrů rychlost udržují a na posledních 10-20 m zpomalují. Při sprintu je potřeba generovat vysokou sílu za krátký časový úsek. Krokový cyklus je velmi rychlý, má větší frekvenci kroků a svaly se musí rychleji zkracovat a prodlužovat. Proto vztah síly a rychlosti je nejdůležitější kontraktilní vlastností svalu z hlediska limitů maximální sprinterské rychlosti. Důležitá je biomechanika švihové fáze, protože je

nutné vrátit nohu dopředu. Antropometricky mají sprinteři dlouhé nohy a úzká lýtka (Thompson, 2017).

2.3.2 Distanční běh

Distanční běhy jsou definovány vzdálenostmi 5 000 m, 10 000 m a maraton. Časové ohraničení je od 12 minut do 2 hodin. Výkonnost u distančních běhů závisí na ekonomice běhu a aerobní kapacitě. Existuje zřejmá souvislost mezi biomechanikou a ekonomikou běhu, jelikož ekonomický běh vychází z provádění optimálních mechanických vzorů, které spočívají v použití vhodných sil, směru a načasování. S ekonomikou běhu souvisí délka kroku, přičemž si běžec volí optimální délku kroku a jakmile krok zkrátí či prodlouží, tak se běh stává méně ekonomickým (Thompson, 2017).

3 SPRÁVNÁ TECHNIKA BĚHU

Běžecský styl můžeme popsat jako subjektivní dojem z běžícího, naopak běžecskou techniku dokážeme objektivně popsat pomocí jednotlivých částí pohybu (Larsen, Zürcher, Altman, 2021).

Pro zvládnutí správné techniky běhu je potřeba dobrého stavu svalů, kloubů a dalších struktur pohybového aparátu a také některé dovednostní předpoklady. Pro dosažení určité úrovně motorických dovedností jsou zapotřebí jisté kondiční předpoklady. Správnou technikou můžeme předejít zranění, které by nás omezovalo nejen při běhu, ale i každodenních činnostech. Nesprávně posunuté těžiště, chybná spolupráce rukou a předsun hlavy jsou považovány za nejčastější chyby při běhu (Novacheck, 1997; Škorpil 2019)

3.1 Obecná pravidla

Optimální technika je charakterizována několika stěžejními body. Hlava by měla být držena přirozeně v podélné ose těla, která prochází skrz kotníky, kolena, kyčle, ramena a krk. Pohled směřuje dopředu. Trup by měl být nakloněný ventrálně, jelikož se těžiště nachází v přední části hrudníku a my ho po celou dobu trvání běhu pomyslně doháníme. Pánev je taktéž mírně v antevertzi, abychom se nezalomili v pase. Díky nastavení segmentů od pánve po hlavu nám vzniká postavení tzv. běžecský luk. Při běhu by nemělo docházet k pohybům hlavy do strany a taktéž trup a pánev by měly vykazovat stranové pohyby pouze minimálně. Ramena jsou uvolněná, nedochází k protrakci ani retrakci, při běhu se neelevují a jsou mírně svěšená dolů. Paže se pohybují v sagitální rovině zepředu dozadu. Pokud jsou paže před tělem, ruce směřují dovnitř, v korelaci s vyšší rychlostí zůstávají více zevně. Úhel v lokti svírá 90° a před tělem se minimálně zmenšuje a za tělem je úhel ostřejší. Zápěstí je v neutrální pozici a ruce jsou lehce sevřené v pěst. Pohyb dolních končetin je v linii běhu. Došlap chodidel by měl být rovnoběžný a měl by být na střední a vnější část nohy s měkkým převálením na patu. Při prvním kontaktu se zemí je chodidlo pod těžištěm. Odraz je dokončen s téměř extendovaným kolenem. Výslednice odrazové nohy směřuje do těžiště, dochází k náklonu pánve a náponu odrazové nohy. Rozsah pohybu i frekvence je udávána souhrou

dolních a horních končetin, kdy HKK působí jako hnací motor vůči DKK (Bahenský & Brunc, 2018; Škorpil, 2019).

Obrázek 6 Ukázka správné techniky běhu



Zdroj ŠKORPIL, Miloš. *Běžecská bible Miloše Škorpila*. Praha: Mladá fronta, 2019. ISBN 978-80-204-5533-8.

4 PROBLEMATIKA BOLESTI U BĚŽCŮ

4.1 Definice bolesti

Dle Světové zdravotnické organizace je bolest definována takto: „*Bolest je nepříjemná senzorická nebo emocionální zkušenost spojená s akutním nebo potencionálním poškozením tkání, nebo je popisována výrazy takového postižení. Bolest je vždy vnímaná subjektivně.*“

Bolest je také popisována jako přirozená reakce, která ochraňuje organismus před poničením, která se projeví somatickými a psychickými změnami. Bolest je vnímaná subjektivně, a právě proto je psychický stav s bolestí úzce spjatý. Psychický stav je odpovědný za intenzitu bolesti a její prožitek (Kolář, 2009).

Bolest lze dělit do dvou kategorií: akutní a chronická. Akutní bolest trvá hodiny až dny. Vzniká na základě nociceptivního podnětu, signalizuje poškození tkáně a její biologický účinek napomáhá reparaci organismu, zhojení dané oblasti a vytváří biodlahy ke stabilizaci segmentu. Akutní bolest je většinou lokalizovaná v místě poškození a dochází k rychlému zlepšování. Chronická bolest většinou vzniká v důsledku sekundárních změn nikoli v přímé souvislosti s poraněním. Trvá minimálně tři měsíce a může trvat až roky. Do chronické bolesti také řadíme bolest trvající kratší dobu, ale přesahující rámec standardní doby trvání pro konkrétní onemocnění či poranění. Chronická bolest nemá žádný pozitivní biologický či psychický účinek a má tendenci se zhoršovat. Pacienti si hledají antalgické pozice, ve kterých se jejich obtíže zmírní alespoň po dobu setrvání v této pozici. V důsledku psychických změn se mění osobnost a charakter jedince (Kolář, 2009; Rokyta, 2009).

4.2 Stupně a příčiny běžeckých zranění

Za nejčtenější příčiny běžeckých zranění považujeme chybný běžecký styl a chybně vybranou běžeckou obuv. Dále také přetěžování, které může být způsobeno nadváhou či špatným odhadem zvoleného zatížení, nedostatečné nebo žádné rozcvičení, které má za úkol svaly zahřát. Běžci také opomíjejí posilování, při běhu ve velmi důležitý střed těla a stabilita dolních končetin a poslední je nedostatečná regenerace po náročných tréninkách (Škorpil, 2014).

Tabulka 1 Stupně sportovních zranění

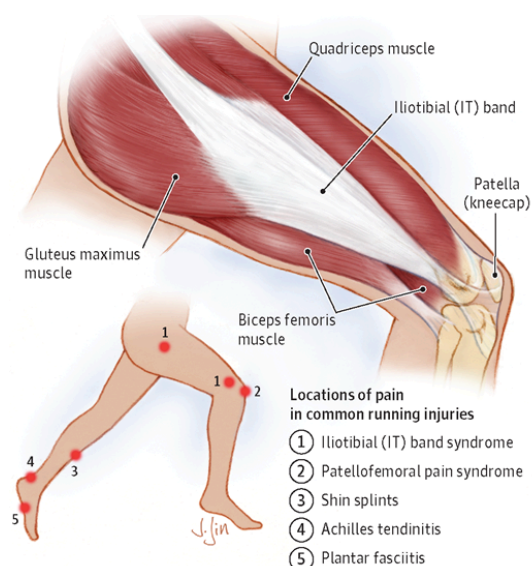
Stupeň	Deskripce obtíží
Stupeň 1	Potíže se dostavují ihned nebo několik hodin po ukončení aktivity, ale běžec jimi není nikterak omezený
Stupeň 2	Bolest během aktivity, limituje tréninkové zatížení, ale nenutí k ukončení aktivity
Stupeň 3	Bolest limituje aktivitu
Stupeň 4	Pro bolest nemůže běžec aktivitu ani započít

Zdroj ŠKORPIL, Miloš. Škorpilova škola běhu. Praha: Mladá fronta, 2014. ISBN 978-80-204-3290-2.

4.3 Nejčastější zranění

Bolest kolene patří k nejčastějším příznakům poranění běžců. Dvě nejčastěji se vyskytující příčiny bolesti kolene jsou patelofemorální syndrom a iliotibitální syndrom. Další běžná zranění jsou tibiální stresový syndrom, stresové zlomeniny, zánět Achillovy šlachy a plantární fasciitida (Jin, 2014).

Obrázek 7 Anatomie běžeckých zranění



Zdroj JIN, Jill. Running Injuries. JAMA [online]. 2014, 312(2) [cit. 2022-03-20]. ISSN 0098-7484. Dostupné z: doi:10.1001/jama.2013.283011

4.3.1 Patelofemorální syndrom

„Anterior pain knee“ vzniká na anatomicky normálních strukturách kolene z důvodu přetížení. Jedná se o nadměrné zatěžování subchondrální kosti, která je vysoce inervovaná, nebo měkkých tkání. Patelofemorální bolest vzniká při pohybu s vyšším zatížením patelofemorálního kloubu (chůze do schodů, do kopce, běh, dřep či klek), nebo také při dlouhodobé inaktivitě v poloze sedu s flektovaným kolenem. Běžci udávají nespecifickou bolest lokalizovanou v přední části kolene, ale bolest může postupovat oběma směry až do popliteální jamky. Bolest je popisována jako napětí v kolenním kloubu, který ale není edematózní (Dungl, 2014).

4.3.2 Iliotibitální syndrom

Jinak řečeno „běžecké koleno“, jde o bolest, která je lokalizována na zevní straně kolene a většinou se šíří pomocí m. tensor fasciae latae vnější stranou stehna do kyčle. M. tensor fasciae latae je dlouhá vazivová struktura, která je náchylná k zanícení a má tendence ke zkracování. Bolest se zintenzivní během či chůzí do kopce. Chůze pozpátku bolest zmírňuje. (Jin, 2014; Larsen, Zürcher, Altman, 2021).

4.3.3 Plantární fasciitida

Plantární fasciitida je zánět plantární fascie, která probíhá od patní kosti k bazi prstů a slouží jako stabilizátor podélné klenby. Při přílišném přetěžování či nevhodné běžecké obuvi dochází k mikrorupturám vedoucím k zánětu. Fascie tedy ztratí svou pružnost a zduří, a problém se prohlubuje (Larsen, Zürcher, Altman, 2021; Škorpil, 2014).

4.3.4 Zánět Achillovy šlachy

Bolest je lokalizována zejména v okolí úponu Achillovy šlachy (úponová tendinopatie) nebo 2-3 cm nad úponem (tendinitida). V první fázi se projevuje zejména bolestivostí po zátěži, dochází k mikrorupturám, a proto je oblast edematózní a citlivá na pohmat. V dalších fázích se bolest projevuje i v klidu (Dungl, 2014; Larsen, Zürcher, Altman, 2021; Škorpil, 2014).

4.3.5 Kolenní a kyčelní artróza

Artróza kyčelního kloubu (coxartróza) je nejčastější artrózou vůbec. A často je indikací k totální endoprotéze kyčle. Bolest je především v oblasti třísla a šíří se po vnitřní straně stehna až ke kolennímu kloubu. Dochází k destrukci chrupavky, k remodelaci subchondrální

kosti, vytváří se osteoblasty a v poslední fázi se tvoří pseudocysty (Kolář, 2009; Larsen, Zürcher, Altman, 2021).

Artróza kolene (gonartróza) je vnímána jako bolest kolene při zátěži, při chůzi v terénu a do schod. Onemocnění progreduje a objevuje se i klidová bolest. V obou případech artrózy dochází k destrukci chrupavky, k remodelaci subchondrální kosti, vytváření osteofytů a v poslední fázi se tvoří pseudocysty (Kolář, 2009; Larsen, Zürcher, Altman, 2021).

4.3.6 Další častá zranění

Jedním z dalších častých zranění jsou degenerativní změny na meniscích. Dochází k opotřebení ve formě roztřepení vnitřního lemu menisku. Může se jednat o částečné mikrotrhliny, nebo kompletní trhliny menisku, které se pak rozlišují dle lokalizace a tvaru trhliny. Mezi neopomenutelná zranění také patří poškození vazů kolenního kloubu. Přední zkřížený vaz si lehce poraníme v plně extendovaném kolenu, kdy bérec rotuje dovnitř. Zadní zkřížený vaz je poraněn nejčastěji pádem na flektované koleno. Postranní vazy jsou zranitelné především z boku působícím mechanickým stresem a vnitřní je náchylnější než zevní. Jako poslední bych chtěla zmínit mediální tibiální stresový syndrom, pro který je typická bolest podél přední hrany holenní kosti. Vzniká podrážděním okostice chybným zatížením, nepřiměřeným dávkováním tréninku nebo příliš tvrdým dopadem na podložku (Kolář, 2009; Larsen, Zürcher, Altman, 2021).

PRAKTICKÁ ČÁST

5 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

5.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem této bakalářské práce je zjistit, jakým způsobem ovlivňuje zařazení vybraných cviků z Akrální koaktivační terapie distanční běh.

5.2 Dílčí cíle

Pro dosažení cíle je nutno nejprve splnit následující body:

1. Načrpat teoretické znalosti z oblasti Akrální koaktivační terapie z různých literárních a internetových zdrojů k pochopení problematiky.
2. Vybrat vzorek vhodných probandů s podobnými znaky, na kterých bude aplikována metoda ACT po dobu šesti týdnů.
3. Nastudovat si a vybrat vhodné testy k vyšetření zkoumaného vzorku. Probandi budou testováni před a po terapii.
4. Zvolit vhodné cviky a jejich chronologii v rámci cvičební jednotky.
5. Zpracovat a vyhodnotit data, která budou ucelená, porovnaná a diskutovaná v závěru práce a budou konfrontovaná hypotézami.

6 HYPOTÉZY

6.1 Hypotéza 1

Předpokládáme, že pomocí aplikace cvičební jednotky s prvky metody ACT dojde u všech probandů k napřímení páteře při dynamických přechodech.

6.2 Hypotéza 2

Předpokládáme, že pomocí aplikace cvičební jednotky s prvky metody ACT dojde u všech probandů ke zlepšení osového nastavení Achillovy šlachy.

6.3 Hypotéza 3

Předpokládáme, že pomocí aplikace cvičební jednotky s prvky metody ACT dojde u všech probandů ke snížení bolesti alespoň o jeden stupeň na škále VAS v rámci pětikilometrového běhu/chůze.

6.4 Hypotéza 4

Předpokládáme, že proband bude schopen pět kilometrů uběhnout/ujít rychleji.

7 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

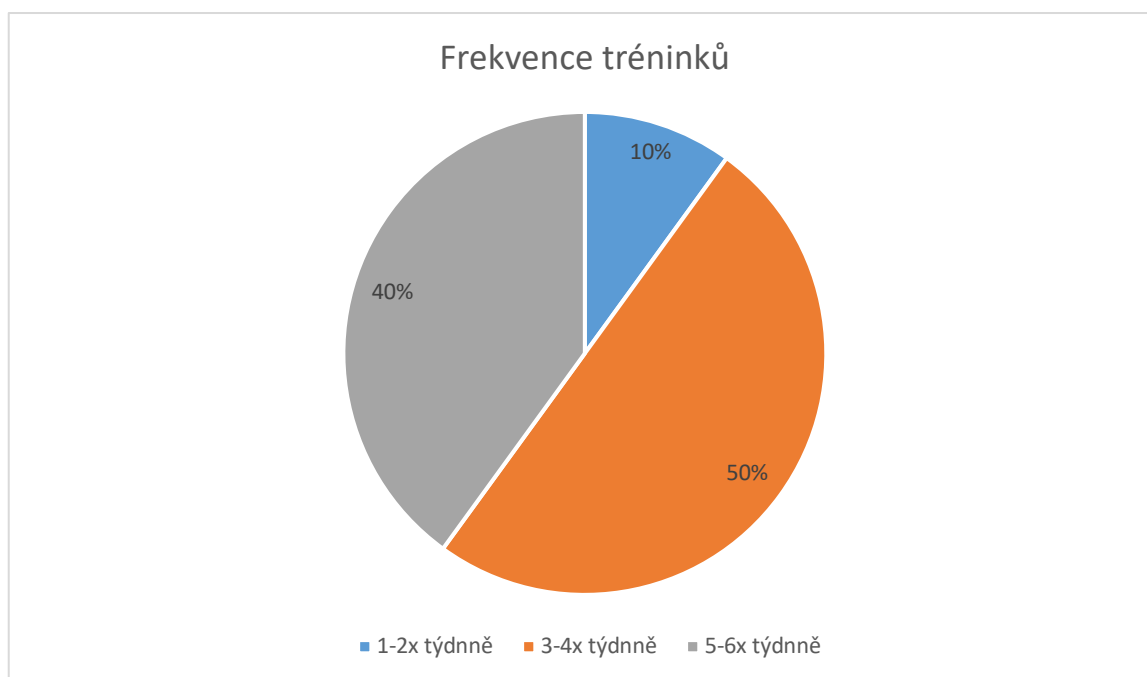
Ke zjištění, zda metoda Akrální koaktivační terapie pozitivně ovlivňuje výkonnost, bolest a správné nastavení pohybového aparátu jsme sledovali vzorek o dvaceti probandech. Těm byla po dobu šesti týdnů aplikována cvičební jednotka sestavená speciálně pro jejich potřeby.

Sledovaný soubor se skládá z mužů v rozmezí dvaceti až třiceti pěti let. Vzorek jsme rozdělili do dvou částí. První část tvořili běžci a druhá skupina (kontrolní) byla sestavena ze sportovně aktivních jedinců, nikoli však běžců.

7.1 Běžci

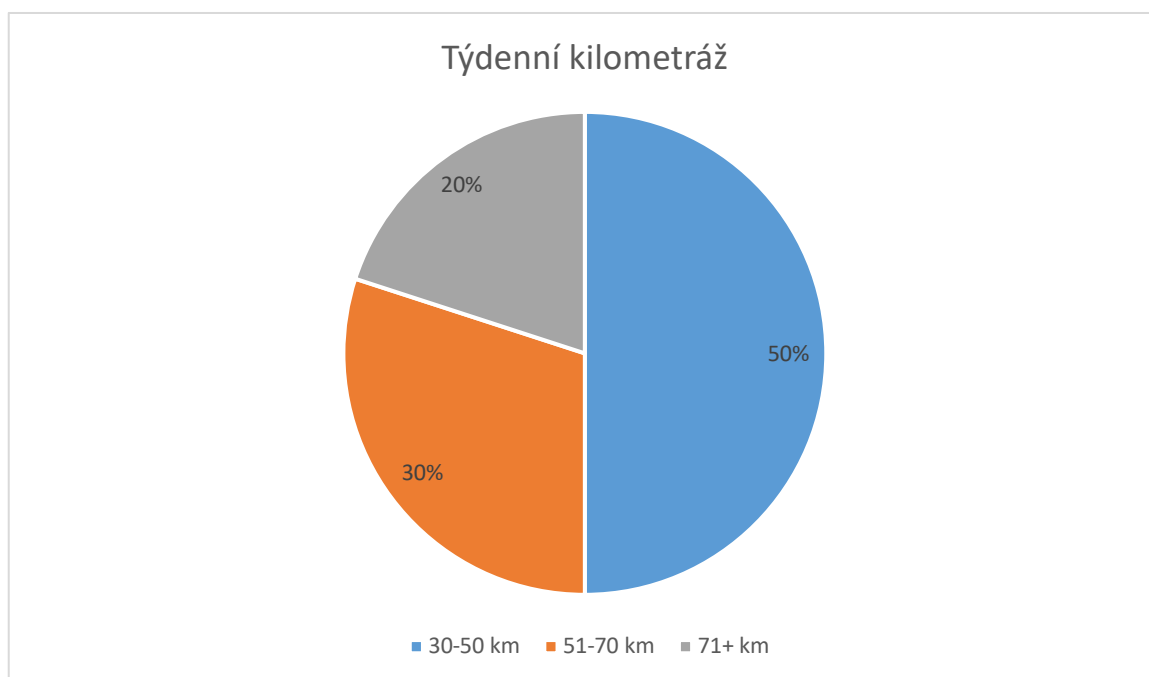
Hlavní výzkumnou část tvořilo 10 běžců. Jeden z probandů si v průběhu šestitýdenní terapie poranil Achillovu šlachu, a tudíž vstupním a výstupním vyšetřením prošlo pouze devět běžců. Respondenti museli pro výběr splňovat podmínku distančního běžce, což znamená běhat tratě delší než 5 000 m. Frekvence tréninků a týdenní vzdálenost byla variabilní.

Graf 1 Frekvence tréninků



Zdroj Vlastní

Graf 2 Týdenní kilometráž



Zdroj Vlastní

Z anamnézy vyplynulo, že přesně polovina zkoumaného vzorku se věnuje kompenzačnímu cvičení, které je součástí běžeckého tréninku. Druhá polovina vzorku zařazuje kompenzační cvičení mimo běžecký trénink. Nejčastěji využívají běžci kompenzační cviky formou statického a dynamického stretchingu, blackrollingu a posilování s vlastní vahou.

Tabulka 2 Frekvence kompenzačních cvičení u běžců

Počet kompenzačních cvičení týdně	Četnost
1-2x týdně	4
3-4x týdně	3
5-6x týdně	1
Každý den	2

Zdroj Vlastní

Nikdo z respondentů neuvádí žádnou operaci či úrazy z předešlých let, které by měly souvislost s nynější bolestí. Běžci uváděli nejčastěji bolesti dolních končetin a zad. Podrobnější deskripci bolesti uvádíme v následující tabulce.

Tabulka 3 Lokalizace bolestivých obtíží a stupeň bolesti u běžců

<i>Číslo pro- banda</i>	<i>Škála VAS</i>	<i>Lokalizace jeho bolesti</i>	<i>Frekvence</i>
<i>PB 1</i>	7	Laterální strana genua dextra	Při zátěži
<i>PB 2</i>	4	Plantární aponeuróza	Při zátěži
<i>PB 3</i>	3	Svalová slabost dolních končetin	Při a po zátěži
<i>PB 4</i>	3	Malíková hrana	Při a po zátěži
<i>PB 5</i>	8	Achillova šlacha	Po zátěži
<i>PB 6</i>	6	Genua sinistra	Při a po zátěži
<i>PB 7</i>	3	Tuberositas tibie a okolí	Po zátěži
<i>PB 8</i>	4	Lumbální oblast zad	Klidová
<i>PB 9</i>	7	Thorakální oblast páteře, mezilopatkové svalstvo	Klidová
<i>PB 10</i>	4	Lumbální oblast páteře	Při a po zátěži

Zdroj Vlastní

Z dotazníků vyplynulo, že se respondenti běhu věnují v průměru sedm let. A většina zkoumaného vzorku potvrdila, že minimální délka jejich běžeckého tréninku je čtyřicet minut.

Pět probandů se nachází ve výškovém rozmezí mezi 170 a 180 centimetry, čtyři probandi spadají do výškového rozmezí mezi 181-190 centimetrů a jen jeden proband měří nad 191 centimetrů. Průměrná váha respondentů je 69,2 kilogramů.

7.2 Neběžci

Kontrolní skupinu tvořilo deset respondentů. Podmínkou bylo, že musí být sportovně aktivní, ale nesmí běhat. Většina respondentů z neběžecké skupiny se svým sportovním aktivitám věnuje 3- 4x týdně v průměru.

Tabulka 4 Sportovní aktivity neběžců

<i>Číslo probanda</i>	<i>Druh sportovní aktivity</i>
<i>PN 1</i>	Chůze, posilování s vlastní vahou
<i>PN 2</i>	Basketbal, posilování
<i>PN 3</i>	Cyklistika
<i>PN 4</i>	Fotbal
<i>PN 5</i>	Chůze, posilování s vlastní vahou
<i>PN 6</i>	Hokej, posilování
<i>PN 7</i>	Chůze, cyklistika
<i>PN 8</i>	Posilování
<i>PN 9</i>	Posilování
<i>PN 10</i>	Posilování

Zdroj Vlastní

Neběžci jsou průměrně vyšší než běžecí probandi. Pouze dva respondenti jsou v kategorii mezi 170-180 centimetry. Šest respondentů spadá do výškového rozmezí 181-190 centimetrů a jeden proband je vyšší než 191 centimetrů. Průměrná váha neběžců je 78 kilogramů.

8 METODIKA PRÁCE

Vstupní a výstupní vyšetření pro porovnání výsledků jsme prováděla v prostorách Fakulty zdravotnických studií na Katedře fyzioterapie a ergoterapie Západočeské univerzity v Plzni za odborného dohledu vedoucí práce. Po krátkém přivítání jsem nejprve respondenty seznámila s průběhem vyšetření a s následující terapií.

Dále jsem s jednotlivými probandy vyplnila individuálně dotazník dle ACD. Dotazník obsahuje kolony pro odběr osobní, sportovní anamnézy a také kolonku pro uvedení současných obtíží (škálu VAS, popis současných bolestivých symptomů či omezení pohybu). Dále jsem se běžeckých respondentů doptávala na detailnější informace ohledně jejich běžeckých zkušeností a tréninků (doplňující otázky v příloze B).

Následně jsem otestovala dynamické přechody motorických vzorů. Probandy jsem vedla slovně. Detailně jsem popisovala, jaké pohybové vzory mají provádět. Testovala jsem dynamické přechody: ze stoje do lehu na zádech, z lehu na zádech do polohy na břicho, z lehu na břicho do polohy na boku, z boku do vzporu klečmo, ze vzporu klečmo do nároku, z nároku do stoje a postavení a ze stoje do sedu.

Na závěr testování jsem vyšetřovala probanda pomocí přístroje PodoCam. PodoCam zařízení se skládá z železné konstrukce, zrcadla, které je umístěno našikmo pod vodorovně položenou skleněnou průhlednou nasvícenou deskou. Výsledky získáme z pořízených snímků ze dvou webkamer, které jsou polohovatelné. Webcamery, jsou pomocí USB připojeny k počítači do aplikace PodoCam, kde jsem následně zpracovala vytvořené snímky. Snímky jsem pořizovala v polohách: obyčejný stoj, stoj na špičkách, stoj na jedné dolní končetině a podřepu.

Na konci našeho prvního setkání jsem názorně ukázala probandům cvičební jednotku, kterou cvičili denně po dobu šesti týdnů. A případně jsem zodpověděla jejich dotazy. Dále jsem na uložení Google Drive nahrála videa jednotlivých dynamických přechodů s prvky ACT a poskytla dokument s popisem jednotlivým cviků a chyb, kterým je potřeba se vyvarovat. Po dvou týdnech proběhla kontrola probandů, zda vše zvládají. Provedla jsem korekci případných chyb. Celková doba vstupního vyšetření trvala zhruba 15 minut.

Po šestitýdenním cyklu cvičební jednotky jsem probandy opět vyšetřila pomocí dynamických přechodů motorických vzorů a pořízením snímků z PodoCamu. Dále jsem se dotazovala na tyto otázky:

- Vnímáš cvičení ACT jako náročné?
- Jestli ano, v čem?
- Snížila se bolest po zařazení cvičební jednotky s prvky ACT?
- Jakým tempem dokážete běžet/pěšky pětikilometrovou trať po ukončení terapie?

8.1 Měření běhu a chůze

Probandi měli za úkol běžet/jít stejnou trasu o délce pěti kilometrů před a po terapii. Vzhledem k různým místům bydliště probandů si mohl každý vybrat trasu sám. Trasa musela být stejná pro oba běhy či procházky a měla být rovinatá. Maximální možné převýšení bylo 20 m. Všichni probandi využívali aplikací chytrých hodinkách či telefonech k měření trasy a času.

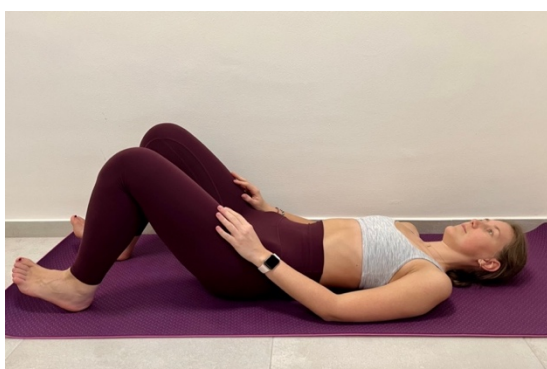
8.2 Terapie

Všem dvaceti probandům jsem vytvořila stejnou cvičební jednotku s prvky ACT. Každého respondenta jsem vyšetřila před a po šestitýdenní terapii. Cviky byly vybrány za účelem napřímení páteře a k nastavení správné osovosti dolních končetin, zejména postavení plosky nohy a Achillovy šlachy. Každý cvik se opakoval pětkrát na každou stranu. V případě cviků, které se neprovádí stranově, proband cvik prováděl desetkrát.

8.2.1 Vzpěr na zádech

Výchozí poloha je lež na zádech. Horní končetiny jsou položeny v kopulovitém postavení na proximální části stehen, připravené na vzpěr. Dolní končetiny jsou pokrčeny a v hleznech udržena dorzální flexe, čímž je zajištěn kontakt pouze paty s podložkou. Kořeny dlaní HKK jsou zatlačeny do stehen a současně je vyvíjen tlak patami do položky. V průběhu vzpěru dochází k napřímení páteře a neutrálnímu postavení pánve. Časté chyby: tlak s příliš velkým úsilím, podsazení pánve, ramena v protrakci a respondent neudrží správné postavení aker nebo odlepení loktů od země (Špringrová, 2011).

Obrázek 8 Vzpěr na zádech



Zdroj Vlastní

8.2.2 Vzpěr z polohy na zádech do polohy na boku

Výchozí poloha je lež na zádech. Jedna HK je v 90°ABD a ZV v ramenním kloubu a 90°FL v loketním kloubu, předloktí v supinaci. Druhá HK je kořenem dlaní opřena o proximální část ipsolaterálního stehna. Dolní končetiny jsou pokrčené. Nohy jsou opřeny patami o podložku. Vzpěr do kořene dlaně opřené o stehno a ipsolaterální patou do země způsobí přetočení na bok. Při přetáčení je udržena hlava v napřímení – v rovině s páteří. Častými chybami jsou: neudržení hlavy v rovině, vyhrbení zad či špatné postavení aker (Špringrová, 2017)

Obrázek 9 Vzpěr z polohy na zádech do polohy na boku



Zdroj Vlastní

8.2.3 Vzpěr z polohy sedu do polohy na čtyřech

Výchozí polohou je sed pokrčmo. HKK jsou za trupem v mírné abdukci a zevní rotaci ramenního kloubu. Ruce udržují kopulovitě postavení. Dolní končetiny jsou pokrčeny v kyčlích, kolenech i hleznech. Jedna HK je opřena o ipsolaterální stehno. Pomocí vzpěru kořene dlaně ruky do stehna, vzpěru ipsolaterální paty do položky a položením kontralaterální DK na zevní stranu končetiny se respondent přesune do polohy nízkého šikmého sedu. Poté je odlepena pánev od podložky a vzpírá se do laterálního kondylu femuru – vysoký šikmý sed. A z vysokého šikmého sedu se pacient přetočí do polohy na čtyřech tím, že se vzepře do laterálního kondylu femuru, kořenem dlaně ipsolaterální ruky o stehno a kontralaterální ruky o zem. Následně po přetočení uvolní tlak akra o stehno a položí ji na podložku. V poloze na čtyřech se respondent opírá o špičky, nikoli o nártý. Tento pohyb je již velice komplexní a náročný na koordinaci. Časté chyby: neudržení napřímění páteře, hlava není v prodloužení páteře, neudržení správného postavení akra (Špringrová, 2017).

Obrázek 10 Vzpěr z polohy sedu do polohy na čtyřech



Zdroj Vlastní

8.2.4 Vzpěr z polohy na čtyřech do polohy v kleku na obou kolenou

Výchozí polohou je vzpor klečmo. Horní končetiny jsou v držení abdukčním a zevně rotačním, ramena odtažena od uší. Loketní jamky směřují mírně mediálně a ventrálně. Lokty jsou mírně povoleny. Ruce jsou v kopulovitém klenutí. Hlava je v prodloužení páteře. Dolní končetiny jsou v 90°flexi, mírné ABD a ZR, kolenní kloub je také v 90°FL. Nohy jsou v dorzální flexi a respondent se opírá o palec a prsty. Jedna ruka je položena o stehno, vzepření do ruky je současně jako do pat, aby došlo k napřímění páteře. Odlepením druhé HK a natažením první ruky se plynule přesune do kleku. Časté chyby jsou vyhrbení či prohnutí páteře, předsun hlavy, opora o nártý (Špringrová, 2017).

Obrázek 11 Vzpěr z polohy na čtyřech do polohy v kleku na obou kolenou

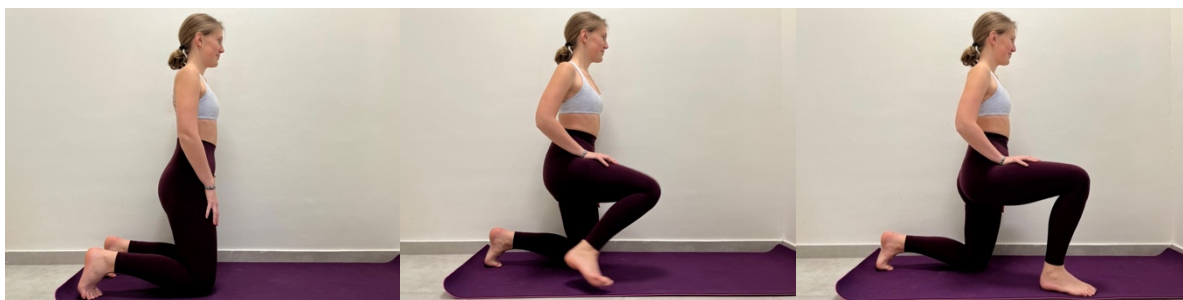


Zdroj Vlastní

8.2.5 Vzpěr z polohy kleku do nároku

Vychází se z kleku na obou kolenou. Ruce jsou volně položeny na stehnech. Současně se provádí vzpor do pat a do kořene dlaní. Váha těla je přenesena nad jednu stranu a druhá noha nakročí vpřed. Končetina v kleku je stále zapřena jen o špičku. Nakročená DK zachovává osové nastavení kloubů dolní končetiny, je v 90°FL, mírné ABD a ZV v KYK, 90°FL KOK, 90°dorální flexi hlezna. Chybou je, pokud se koleno vtáčí dovnitř (Špringrová, 2017).

Obrázek 12 Vzpěr z polohy kleku do nároku



Zdroj Vlastní

8.2.6 Vzpěr z nároku do stoje

Výchozí poloha je nárok na jedné dolní končetině. Nakročená končetina je v mírné abdukci a zevní rotaci. Kořeny dlaní jsou opřeny o stehna. Za současného vzpěru do dlaní a pat dojde k napřímení páteře. Vzepřením a přenesením váhy dopředu provedeme krok vpřed, aby zadní noha dorovнала linii přední nohy. Častými chybami jsou vyhrbená záda, předsun hlavy, náklon pánve, vbočení kolene dovnitř (Špringrová, 2017).

Obrázek 13 Vzpěr z nároku do stoje



Zdroj Vlastní

9 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

9.1 Hypotéza 1 – napřímení páteře při pohybových strategiích

Předpokládáme, že pomocí aplikace cvičební jednotky s prvky metody ACT dojde u všech probandů k napřímení páteře při dynamických přechodech.

DP je zkratka pro dynamický přechod. VS znázorňuje vstupní vyšetření a K naopak kontrolní. DP 1 je ze stoje do lehu na zádech. DP 2 je z lehu na zádech do lehu na břiše. DP 3 je z lehu na břiše do lehu na boku. DP 4 je z lehu na boku do polohy na čtyři. DP 5 je ze čtyř do nároku. DP 6 je z nároku do stoje. DP 7 je ze stoje do volného sedu.

Tabulka 5 Porovnání napřímení páteře při vstupním a výstupním vyšetření u běžců

	DP 1 VS	DP 1 K	DP 2 VS	DP 2 K	DP 3 VS	DP 3 K	DP 4 VS	DP 4 K	DP 5 VS	DP 5 K	DP 6 VS	DP 6 K	DP 7 VS	DP 7 K
PB 1	Bez	Bez	Bez	S	Bez	Bez	S	S	Bez	S	S	S	Bez	Bez
PB 2	Bez	Bez	S	Bez	Bez	Bez	S	S	S	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez
PB 3	Bez	S	Bez	S	Bez	S	Bez	S	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez
PB 4	Bez	/	Bez	/	Bez	/	S	/	Bez	/	S	/	Bez	/
PB 5	S	Bez	S	S	S	S	S	S	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez
PB 6	Bez	Bez	S	S	Bez	Bez	S	S	Bez	Bez	S	Bez	Bez	Bez
PB 7	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	S	S	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez
PB 8	Bez	S	S	S	Bez	S	Bez	S	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez
PB 9	Bez	Bez	S	S	S	S	S	S	Bez	Bez	S	Bez	Bez	Bez
PB 10	Bez	Bez	S	S	Bez	Bez	Bez	S	Bez	Bez	S	Bez	Bez	Bez

Zdroj Vlastní

U běžců došlo k napřímení u deseti dynamických přechodů z celkových šedesáti tří. Čtrnáct přechodů se nezměnilo. Jak při vstupním, tak při výstupním vyšetření byla páteř napřímená. U zbylých třiceti devíti přechodů zůstala páteř bez napřímení, nebo došlo ke ztrátě napřímení při kontrolním vyšetření.

Tabulka 6 Porovnání napřímení páteře při vstupním a výstupním vyšetření u neběžců

	<i>DP 1</i>	<i>DP 1</i>	<i>DP 2</i>	<i>DP 2</i>	<i>DP 3</i>	<i>DP 3</i>	<i>DP 4</i>	<i>DP 4</i>	<i>DP 5</i>	<i>DP 5</i>	<i>DP 6</i>	<i>DP 6</i>	<i>DP 7</i>	<i>DP 7</i>
	<i>VS</i>	<i>K</i>	<i>VS</i>	<i>K</i>	<i>VS</i>	<i>K</i>	<i>VS</i>	<i>K</i>	<i>VS</i>	<i>K</i>	<i>VS</i>	<i>K</i>	<i>VS</i>	<i>K</i>
<i>PN 1</i>	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	S	S	Bez	Bez
<i>PN 2</i>	Bez	Bez	S	S	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	S	S	Bez	Bez
<i>PN 3</i>	Bez	Bez	S	S	S	S	S	S	Bez	Bez	Bez	S	Bez	Bez
<i>PN 4</i>	S	Bez	S	S	Bez	Bez	S	S	A	S	S	S	S	S
<i>PN 5</i>	Bez	Bez	S	Bez	S	Bez	S	S	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez
<i>PN 6</i>	Bez	S	S	S	S	S	S	S	Bez	Bez	S	S	Bez	Bez
<i>PN 7</i>	Bez	S	S	S	S	S	Bez	Bez	Bez	S	S	S	Bez	S
<i>PN 8</i>	Bez	S	S	S	Bez	Bez	S	S	Bez	Bez	S	S	Bez	Bez
<i>PN 9</i>	S	S	S	S	S	S	S	S	Bez	Bez	S	S	Bez	Bez
<i>PN 10</i>	Bez	Bez	S	S	Bez	Bez	S	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez	Bez

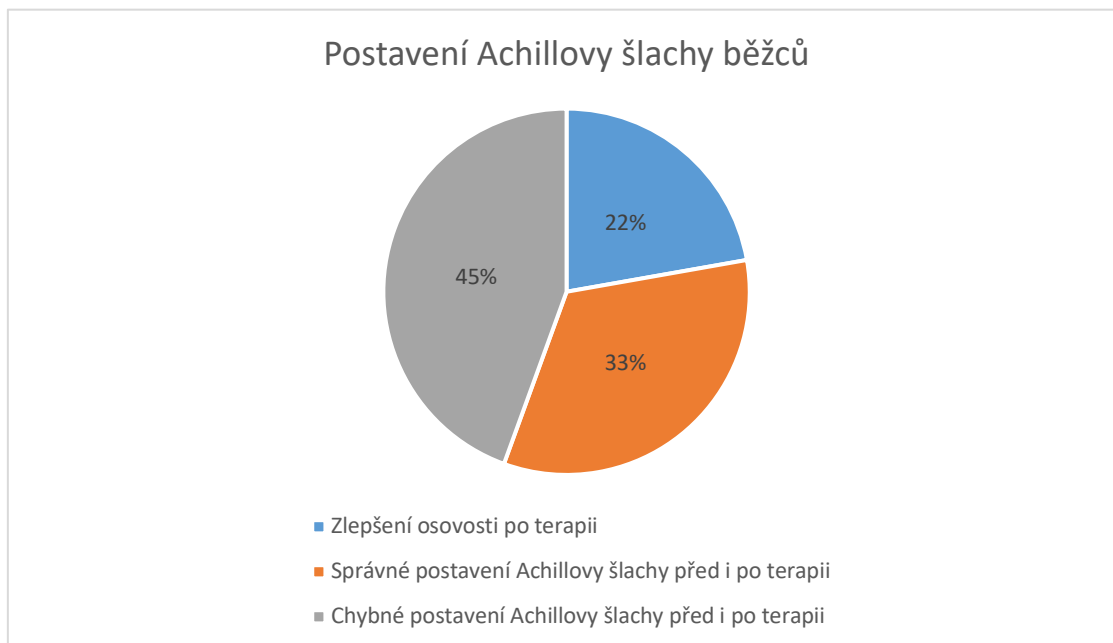
Zdroj 1 Vlastní

U neběžců došlo k napřímení u šesti dynamických přechodů z celkových sedmdesáti. Dvacet osm přechodů se nezměnilo. Jak při vstupním, tak při výstupním vyšetření byla páteř napřímená. U zbylých třiceti šesti přechodů zůstala páteř bez napřímení, nebo došlo ke ztrátě napřímení při kontrolním vyšetření.

9.2 Hypotéza 2 – napřimení osovosti dolních končetin

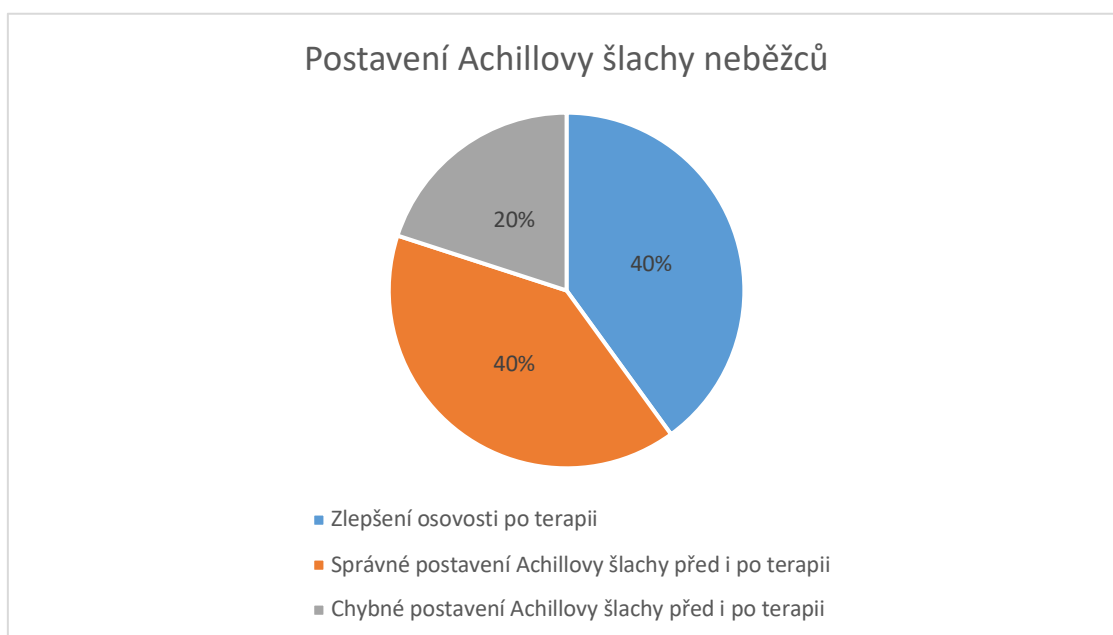
Předpokládáme, že pomocí aplikace cvičební jednotky s prvky metody ACT dojde u všech probandů ke zlepšení osového nastavení Achillovy šlachy.

Graf 3 Postavení Achillovy šlachy u běžců



Zdroj Vlastní

Graf 4 Postavení Achillovy šlachy u neběžců



Zdroj Vlastní

U neběžeckých probandů došlo ke zlepšení postavení Achillovy šlachy častěji než ve skupině běžců. Zhruba stejně velká část obou skupin měla správné postavení Achillovy šlachy před i po terapii. U třetiny probandů běžecké skupiny nedošlo ke zlepšení postavení Achillovy šlachy, u neběžců tuto část tvořila pouze pětina.

9.3 Hypotéza 3 – porovnání bolesti dle analogové škály

Předpokládáme, že pomocí aplikace cvičební jednotky s prvky metody ACT dojde u všech probandů ke snížení bolesti alespoň o jeden stupeň na škále VAS v rámci pětikilometrového běhu/chůze.

Tabulka 7 Porovnání bolesti na škále VAS u běžců

<i>Číslo probanda</i>	<i>Vstupní hodnota VAS</i>	<i>Výstupní hodnota VAS</i>	<i>Rozdíl hodnot</i>
<i>PB 1</i>	7	3	-4
<i>PB 2</i>	4	0	-4
<i>PB 3</i>	3	2	-1
<i>PB 4</i>	3	--	--
<i>PB 5</i>	8	6	-2
<i>PB 6</i>	6	5	-1
<i>PB 7</i>	3	3	0
<i>PB 8</i>	4	2	-2
<i>PB 9</i>	7	3	-4
<i>PB 10</i>	4	3	-1

Zdroj Vlastní

U tří běžeckých probandů došlo ke zlepšení bolestivosti o tři stupně na škále VAS. U dalších tří probandů došlo ke zlepšení o jeden stupeň. Dva probandi vykazují zlepšení o dva stupně a jeden proband nevykazuje žádnou změnu.

Tabulka 8 Porovnání bolesti na škále VAS u neběžců

Číslo probanda	Vstupní hodnota VAS	Výstupní hodnota VAS	Rozdíl hodnot
PN 1	2	0	-2
PN 2	3	1	-2
PN 3	4	6	+2
PN 4	3	2	-1
PN 5	3	1	-2
PN 6	7	4	-3
PN 7	0	0	0
PN 8	8	3	-5
PN 9	3	1	-2
PN 10	6	5	-1

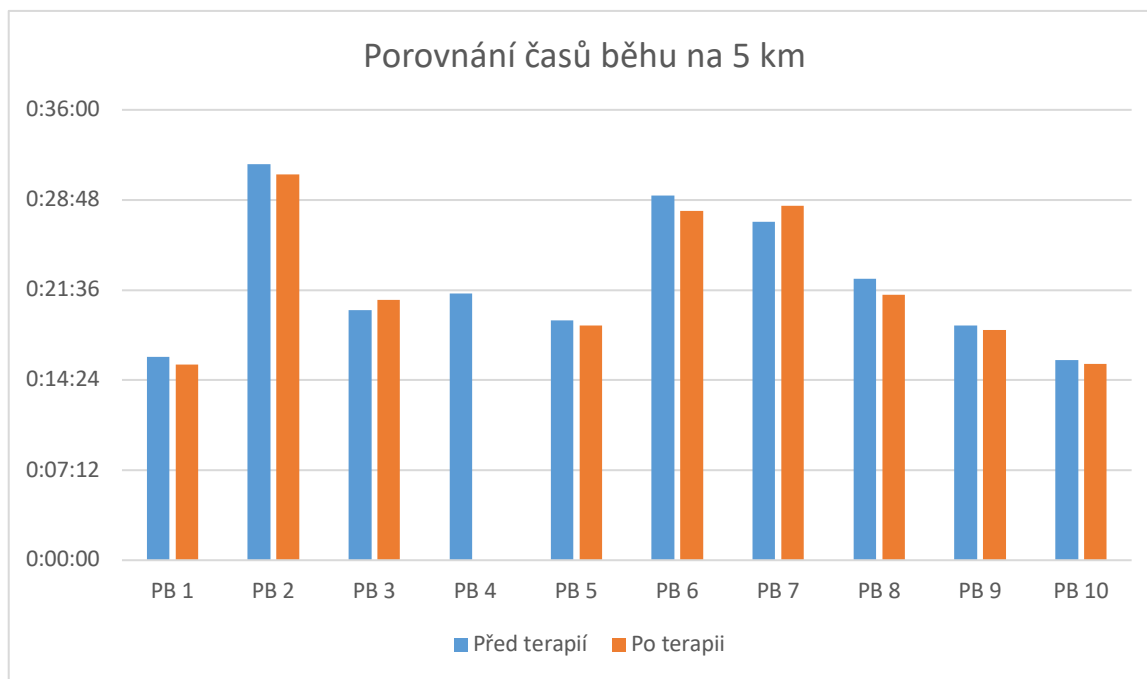
Zdroj Vlastní

Čtyři probandi vykazují snížení bolestivosti o čtyři stupně na škále VAS. Dvěma probandům se bolest snížila o jeden stupeň. Jeden proband nevykazuje zlepšení. Bolest jednoho probanda se snížila o tři stupně. Jednomu probandovi se snížila bolestivost o pět stupňů z důvodu akutního zranění při vstupním vyšetření. Jeden z probandů si poranil koleno v průběhu šestitýdenní terapie, avšak jeho zranění nebylo indikací k ukončení jeho participace na BP.

9.4 Hypotéza 4 – čas na 5 km

Předpokládáme, že proband bude schopen pět kilometrů uběhnout/ujít rychleji díky snížení bolestivosti.

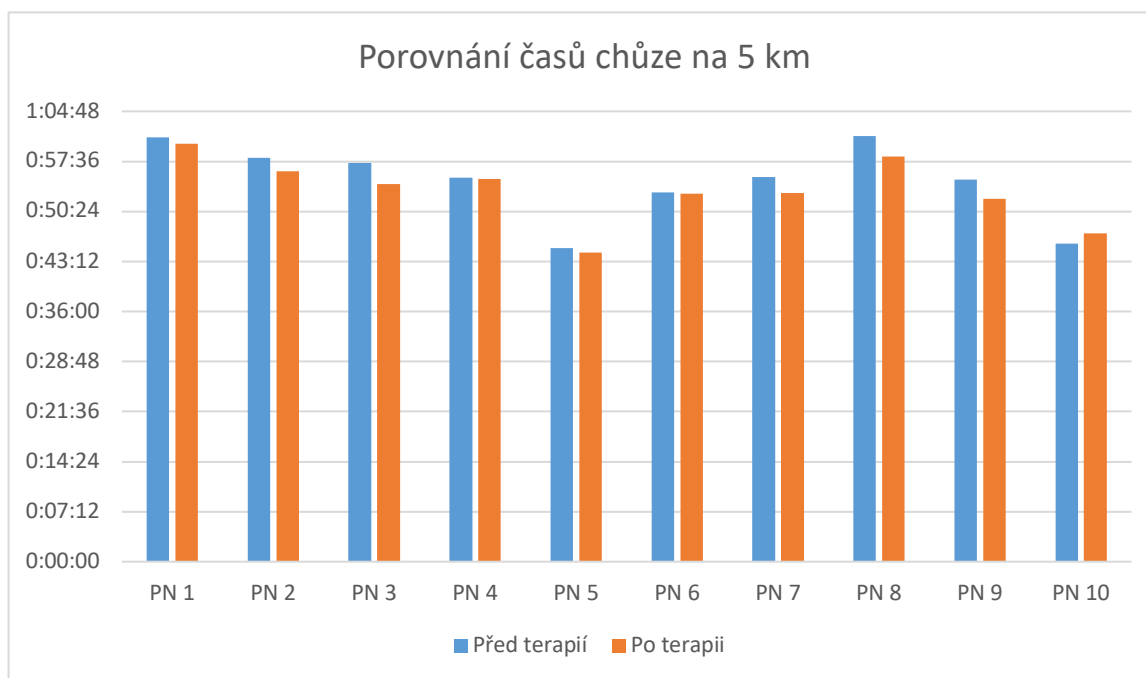
Graf 5 Porovnání časů běhu na 5 km



Zdroj Vlastní

U sedmi z devíti probandů došlo ke snížení času při běhu na pět kilometrů. U jednoho ze dvou probandů došlo k mírnému zhoršení z důvodu nachlazení. Druhý proband ukončil běžeckou sezónu a v době výstupního vyšetření se nacházel v objemové fázi tréninku, nikoli v rychlostní.

Obrázek 14 Porovnání časů chůze na 5 km



Zdroj Vlastní

U devíti z deseti probandů se zlepšil čas při chůzi na pět kilometrů po aplikaci šestitýdenní terapie s prvky Akrální koaktivační terapie. Pouze jeden proband vykazuje zhoršení.

DISKUZE

Hypotéza 1: Předpokládáme, že pomocí aplikace cvičební jednotky s prvky metody ACT dojde u všech probandů k napřímení páteře při dynamických přechodech.

Z dosažených výsledků můžeme stanovit, že hypotéza byla vyvrácena vzhledem k téměř shodným výsledkům v porovnání vstupního a výstupního vyšetření.

Napřímení páteře bylo hodnoceno ihned po odběru anamnézy. U probandů jsme sledovali dynamické přechody ze stoje do lehu na zádech, z lehu na zádech do lehu na břiše, z lehu na břiše do lehu na boku, z lehu na boku do polohy na čtyřech, z polohy na čtyřech do nároku, z nároku do stoje a ze stoje do volného sedu. Probandy jsme hodnotili i ve statických polohách jako je stoj, leh na zádech, leh na břiše, leh na boku, poloha na čtyřech (vzpor klečmo), nárok v poloze na čtyřech a volný sed. U statických poloh došlo ke zlepšení u zhruba 60% probandů, kdežto u dynamických přechodů byla tendence ke zlepšení pohybového vzoru výrazně nižší. Probandi cvičili jednotku po dobu šesti týdnů, což je minimální doba pro vybudování návyku nového pohybového stereotypu. Podle námi změřených výsledků se domníváme, že šest týdnů je dostačující doba pro přebudování statických poloh. Dynamické přechody, které jsou daleko fyzicky i koordinačně náročnější, potřebují časově delší terapii.

Nejlépe provedené dynamické přechody byly: přechod z lehu na zádech do lehu na břicho, kdy dvanáct probandů mělo napřímenou páteř při obou vyšetřeních a dva probandi z běžecské skupiny dokázali páteř napřímit od vstupního vyšetření. Tento dynamický přechod byl nejčastěji prováděn pomocí kombinace pozice nízkého šikmého sedu a kliku. Druhým nejlépe prováděným pohybovým vzorem byl přechod z lehu na boku do polohy na čtyřech. Tento přechod s napřímenými zády zvládlo dvanáct probandů při vstupním i kontrolním vyšetření a tři probandi z běžecské skupiny dokázali svůj stereotyp pohybu vylepšit napřímením páteře. Tento pohybový stereotyp byl nejčastěji prováděn pomocí nízkého šikmého sedu → vysokého šikmého sedu → pozice na čtyřech. Posledním přechodem, ve kterém mělo nejvíce probandů napřímená záda, byl přechod z pozice nároku do stoje, kdy osm probandů mělo napřímenou páteř při vstupním i výstupním vyšetření, ale pouze jeden dokázal napřímit páteř po ukončení terapie. Při tomto přechodu byla výrazně napřímenější neběžecská skupina probandů. Při vstupním vyšetření se probandi do stoje dostávali různými způsoby, avšak při kontrolním vyšetření se téměř všichni dostávali do stoje pomocí pozice rytíře a současného vzpěru do nakročené dolní končetiny a ipsolaterálního akra horní končetiny. Přechod ze stoje

do volného sedu byl pro probandy nejtěžším a nejnáročnějším pro zachování napřímené páteře. Pouze dva probandi z 20 dokázali mít napřímenou páteř.

Z výsledků lze také dokázat tato dvě tvrzení. Probandi běžecké skupiny dokázali zlepšit celkem 10 dynamických vzorů z 63, což je o 4 více než ve skupině neběžců. Naopak probandi z neběžecké skupiny měli již při vstupním vyšetření 28 dynamických přechodů s napřímenou páteří, což je dvojnásobek oproti skupině běžců. Domníváme se, že k vícero napřímení došlo u běžecké skupiny proto, že běžci své tělo více vnímají, a tak s ním i lépe dokážou pracovat. V neběžecké skupině se nacházeli probandi, kteří posilují a mají dle našeho úsudku naučenou správnou techniku cvičení. Pomocí hypertonických svalů lépe dokážou zachovat napřímené postavení páteře.

Při výstupním vyšetření bylo zřejmé, že probandi dynamické přechody prováděli různými osobitými variacemi. Při kontrolním vyšetření bylo možné sledovat, že probandi, aniž by přemýšleli, zapojovali prvky z terapie i do vyšetření, jen napřímení nebylo dosaženo.

Hypotéza 2: Předpokládáme, že pomocí aplikace cvičební jednotky s prvky metody ACT dojde u všech probandů ke zlepšení osového nastavení Achillovy šlachy.

Z nejasných výsledků této hypotézy ji považujeme za vyvrácenou.

Pouze u dvou z devíti běžeckých probandů došlo ke zlepšení postavení Achillovy šlachy. Tři probandi si správné postavení udrželi a u zbytku probandů této skupiny nedošlo ke změně postavení Achillovy šlachy. V kontrolní skupině došlo ke zlepšení osovosti Achillovy šlachy u čtyř probandů. Správné postavení si zachovali taktéž čtyři neběžci a u dvou probandů se nepodařilo ovlivnit jejich špatné postavení šlachy.

Achillova šlacha je nejpevnější a svou délkou nejdelší šlachou lidského těla. Svalová kontrakce vyvolává plantární flexi, která je podstatná pro bipedální lokomoci, ale i pro výskok a odraz. Největší nároky na tuto šlachu jsou vyvolány právě při běhu, kdy budou zřejmě častější patologie než u pohybových aktivit s nižšími nároky na Achillovu šlachu, jako je například chůze (Doral et al, 2010; Winnicki et al., 2020).

V obou skupinách testovaných probandů byla znatelná valgozita Achillovy šlachy. Achillova šlacha by bez jakýchkoli patologií měla vést svisle od středu lýtka k tuber calcanei, v případě patologií můžeme pozorovat odchylky od svislé osy nebo změnu

tloušťky (Čihák, 2011; Haladová, 2010). Postavení Achillovy šlachy, která bude obloukovitě vyklenuta mediálně, bude pravděpodobně souviset s pes planus, který byl zřejmý z pořízených snímků z PodoCamu u více než poloviny probandů. Postavení bude dále ovlivněno kvůli biomechanickým vlastnostem šlachy v odlišných stereotypech dopadu/došlapu. Při prvotním kontaktu nohy se zemí přes špičku byla dokázána větší pružnost Achillovy šlachy než při dopadu přes patu (Wearing et al., 2019). Z této studie vyplývá, že u probandů našlapujících přes špičku dochází k výraznějšímu zlepšení postavení Achillovy šlachy častěji než u probandů našlapujících přes patu.

Z porovnání studií a námi naměřených výsledků usuzujeme, že při aktivitě méně zatěžující Achillovu šlachu lze dosáhnout lepších výsledků k ovlivnění postavení Achillovy šlachy pomocí terapie s prvky Akrální koaktivační terapie.

Možných důvodů, proč byly první dvě hypotézy vyvráceny, je několik. Proband přišel na vstupní a výstupní vyšetření v jiných botách. Vstupní a výstupní vyšetření probíhalo v odlišnou denní dobu, proto probandi mohli mít za sebou rozdílné pohybové aktivity a zátěže ovlivňující celkové postavení těla i Achillovy šlachy. Např. mohli absolvovat běžecký či silový trénink před vyšetřením. Dalším relevantním důvodem by mohlo být množství pohybových aktivit (tréninků) v průběhu šestitýdenní terapie, kdy mohlo dojít k jejímu navýšení, nebo naopak ke snížení z důvodu nemoci za současného probíhání epidemiologické situace, kdy nám probandi při výstupním vyšetření řekli, že v průběhu terapie je provázel lehký průběh onemocnění COVID-19. S tímto úzce souvisí i pravidelnost cvičení cvičební jednotky. Někteří probandi přiznali, že některý den nestíhali cvičit, tak si cvičení přesunuli do druhého dne, kdy cvičili dvakrát. Posledním důvodem, proč byly hypotézy vyvráceny, může být psychický stav, ve kterém se probandi nacházeli při vyšetření.

Hypotéza 3: Předpokládáme, že pomocí aplikace cvičební jednotky s prvky metody ACT dojde u všech probandů ke snížení bolesti alespoň o jeden stupeň na škále VAS v rámci pětikilometrového běhu/chůze.

Z rozhovoru s probandy jsme zjistili, že došlo ke snížení bolestivosti. Hypotézu tedy lze potvrdit.

Šestnáct probandů z devatenácti udává, že se jejich bolestivost snížila alespoň o jeden stupeň na škále VAS. Dva probandi neudávají změnu. PB 7 neudává výslednou změnu bolesti vzhledem k tomu, že jeho problematika bolestivosti se posunula do jiné oblasti. Při

vstupním vyšetření udával bolesti v oblasti tuberositas tibiae, kterou ohodnotil trojkou. Při výstupním vyšetření však uvedl, že bolest v této oblasti se zmírnila, ale začala ho obtěžovat oblast lumbální páteře z údajného navýšení sezení v práci. Původní obtíže se tedy podařilo snížit. Další proband, který neuvedl žádnou změnu, byl PN 7. Při vstupním ani při výstupním vyšetření neudával žádnou bolestivost v jakékoli oblasti. Jeden z probandů z neběžecké skupiny uvedl vyšší stupeň bolesti na konci terapie než na začátku. Důvodem bylo akutní poranění kolene v průběhu prvního týdne terapie. Vážnost poranění nebyla tak velká, aby proband musel ukončit participaci na bakalářské práci. V průběhu dalších pěti týdnů bolestivost klesala a u výstupního vyšetření proband uvedl bolestivost vyšší pouze o dva stupně.

Díky zařazení prvků ACT do cvičební jednotky došlo ke správnému postavení osy dolní končetiny, které by mělo pomocí funkčního řetězení svalů ovlivňovat postavení v jednotlivých kloubech a tonus svalů (Tichý, 2008). Dále můžeme snížení bolestivosti přikládat zvýšené mobilitě kloubů (popř. zvětšení rozsahu pohybu) (Vagner et al., 2017).

Vnímání bolestivosti je velice subjektivní a záleží na psychickém stavu dotazovaného probanda (Rokyta, 2012).

Hypotéza 4: Předpokládáme, že proband bude schopen pět kilometrů uběhnout/ujít rychleji.

Z běžeckých záznamů probandů lze soudit, že hypotéza byla potvrzena.

Možností, pomocí nichž můžeme zlepšit ekonomiku běhu, je mnoho. Mezi nejčastěji zmiňované strategie patří vytrvalost, silový a odporový trénink, protahování, strava či prostředí. Doplnění běhu o odporový/silový trénink má za účel zvýšit svalovou sílu i vytrvalost na základě nervové adaptace. Silový trénink je zdrojem růstu svalů, který u vytrvalců není žádán, ale dosažená síla vycházející z adaptace nervů, bez viditelné hypertrofie, vede k vyvinutí větší síly při každém odrazu. Díky zvýšené svalové síle se tedy může zlepšit i ekonomika běhu (Barnes et al., 2015).

Posilování hlubokého stabilizačního systému nemá přímý vliv na zlepšení kondice a dechovou dostatečnost běžce, ale souvisí s lepší ekonomikou běhu (Hung et AL., 2019).

Obecně je známo, že jedním z nejdůležitějších faktorů určujících způsob pohybu je dince, je maximalizace energetické náročnosti. Pro aerobní podmínky v setrvalém stavu se

volí takové pohybové strategie, které jsou z hlediska spotřeby energie nejúspornější (Novacheck, 1998). Proto si nejefektivnější běžeckou strategii volí běžec sám podle svého tempa, obtíží a fyzické zdatnosti.

Pomocí Akrální koaktivační terapie, kdy dochází k virtuálním či reálným vzpěrům do aker, vzniká odpor, pomocí kterého získáváme benefity odporového tréninku. Dalším benefitem vzpěrů je aktivace hlubokého stabilizačního systému, který také pozitivně koreluje s ekonomizací běhu. Prvky ACT měly za úkol zlepšení nastavení osovosti dolních končetin, která měla taktéž pozitivně ovlivnit běžeckou techniku a zlepšit ekonomiku běhu.

Dle rozhovorů s probandy, kdy nám sdělovali časy svého pětakilometrového běhu či procházky usuzujeme, že aplikací ACT metody došlo k aktivaci hlubokého stabilizačního systému, ke zlepšení osovosti DKK i benefitům silového tréninku, a proto byli probandi schopni druhý běh/chůzi zvládnout rychleji a s menšími obtížemi v průběhu trvání aktivity.

U běžeckých probandů došlo ke zlepšení v průměru o 39 vteřin. PB 3 prodělal onemocnění COVID-19 těsně před zahájením terapie a pociťoval výraznou dechovou nedostatečnost. U tohoto probanda musíme brát v potaz, že ukončil svou běžeckou sezónu v polovině terapie, a neměl tak možnost maximální možné výkonnosti. Přesto došlo ke zpomalení jen o 50 vteřin. PB 7 zpomalil o 75 vteřin kvůli udávané změně lokalizace obtíží, která mu nedovolila zrychlit.

U neběžeckých probandů došlo ke zlepšení v průměru o 1 minutu a 40 vteřin. Pouze jeden proband se ve své výkonnosti zhoršil, a to z důvodu, že trasa se neshodovala s předěšlou a měla vyšší výškové převýšení. U neběžeckých probandů došlo k většímu snížení času pravděpodobně proto, že je aktivita méně fyzicky náročná. Běžci běželi na hraně svých možností, kdy již není pravděpodobnost ke zrychlení.

ZÁVĚR

Tato bakalářská práce se zabývala využitím Akrální koaktivační terapie u běžců. Bylo sledováno dvacet probandů, kterým byla aplikována šestitýdenní cvičební jednotka založená na metodě paní doktorky Palaščákové Špringrové. Probandi byli podrobni vstupnímu vyšetření, které se skládalo z odběru anamnézy, provedení dynamických přechodů a pořízení snímků z PodoCamu. Po šesti týdnech cvičení jednotky, kterou jsem podrobně popsala v metodice práce, se probandi dostavili na kontrolní vyšetření, jež probíhalo stejným způsobem jako vyšetření vstupní.

Dvě ze čtyř hypotéz, které jsme si stanovili, byly potvrzeny a dvě vyvráceny. Hypotéza zabývající se napřímením páteře u pohybových stereotypů byla vyvrácena, protože ke zlepšení došlo jen u 11% dynamických přechodů. Hypotéza znějící: Předpokládáme, že pomocí aplikace cvičební jednotky s prvky metody ACT dojde u všech probandů ke zlepšení osobního nastavení Achillovy šlachy, byla taktéž vyvrácena. Postavení se nezlepšilo u všech, ale jen u 31% probandů, což bylo hodnoceno přes pořízené snímky z PodoCamu. Naopak hypotéza předpokládající zlepšení bolestivosti alespoň o jeden stupeň na škále VAS byla potvrzená. Probandi udávali snížení bolestivosti jak v klidovém režimu, tak i v průběhu probíhající aktivity a po ukončení zátěže. Poslední hypotéza se zabývala zrychlením v rámci pětikilometrového běhu či procházky. Tato hypotéza byla také potvrzena běžci se zlepšili v průměru o 39 vteřin a chodci dokonce o 1 minutu a 40 vteřin.

Závěrem bych chtěla dodat, že díky detailnějšímu prostudování literatury dané problematiky jsem zjistila, jakým způsobem aplikace Akrální koaktivační terapie ovlivňuje běžce. U probandů dochází ke zlepšení výkonnosti a snížení bolestivosti. Předpokládám tedy, že cvičení ACT budou probandi nadále zařazovat do svého tréninku.

Práci považuji za přínosnou zejména pro studenty, kteří se zabývají podobnou problematikou a pro běžce, kterým by mohla aplikace ACT metody přinést úlevu od bolesti a zvýšit jejich výkonnost.

SEZNAM LITERATURY

- BAHENSKÝ, Petr a Václav BUNC. *Trénink mládeže v bězích na střední a dlouhé tratě*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2018. ISBN 978-80-246-3970-3.
- BARNES, Kyle R. a Andrew E. KILDING. Strategies to Improve Running Economy. *Sports Medicine*[online]. 2015, **45**(1), 37-56 [cit. 2022-03-25]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-014-0246-y
- BEUTLER, Anthony, COOPER, Leslie, KIRKENDALL, Don and GARRETT William. Electromyographic Analysis of Single-Leg, Closed Chain Exercises: Implications for Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of athletic training* [online]. Springer, 2002 [cit. 19.2.2022]. Dostupné z National Center for biotechnology Information: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164302/>
- BUCHTELOVÁ, Eva. *Speciální kineziologie: učební text*. Ústí nad Labem: Univerzita J.E. Purkyně v Ústí nad Labem, Fakulta zdravotnických studií, 2018. ISBN 978-80-7561-103-1.
- ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 1. 3., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
- DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.
- DYLEVSKÝ, Ivan. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1649-7.
- DORAL, Mahmut Nedim, Mahbub ALAM, Murat BOZKURT, Egemen TURHAN, Ozgür Ahmet ATAY, Gürhan DÖNMEZ a Nicola MAFFULLI. Functional anatomy of the Achilles tendon. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2010, **18**(5), 638-643 [cit. 2022-03-25]. ISSN 0942-2056. Dostupné z: doi:10.1007/s00167-010-1083-7
- DOYON, Julien a Habib BENALI. Reorganization and plasticity in the adult brain during learning of motor skills. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2005, **15**(2), 161-167 [cit. 2022-03-20]. ISSN 09594388. Dostupné z: doi:10.1016/j.conb.2005.03.004
- HALADOVÁ, Eva a Ludmila NECHVÁTALOVÁ. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Vyd. 3., nezměn. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. ISBN 978-80-7013-516-7.

HUNG, Kwong-Chung, Ho-Wa CHUNG, Clare Chung-Wah YU, Hong-Chung LAI, Feng-Hua SUN a Stephen E ALWAY. Effects of 8-week core training on core endurance and running economy. *PLOS ONE* [online]. 2019, **14**(3) [cit. 2022-03-25]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0213158

JANURA, Miroslav. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. ISBN 80-244-0644-6.

JIN, Jill. Running Injuries. *JAMA* [online]. 2014, **312**(2) [cit. 2022-03-20]. ISSN 0098-7484. Dostupné z: doi:10.1001/jama.2013.283011

KAPANDJI, Adalbert Ibrahim. *The physiology of the joints / Volume 2, Lower limb*. 5th ed. Edinburgh: Elsevier, 2002. 242 s. ISBN 978-0443036187.

KITAGO, Tomoko a John W. KRAKAUER. Motor learning principles for neurorehabilitation. *Neurological Rehabilitation* [online]. Elsevier, 2013, 2013, s. 93-103 [cit. 2022-03-20]. Handbook of Clinical Neurology. ISBN 9780444529015. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-444-52901-5.00008-3

KODADOVÁ, M.; OPAVSKÝ, J. Mechanismy a aplikace motorického učení v rehabilitaci. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2019, 26.2.

KOLÁŘ, Pavel. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1998, **5**(4): 142-147. ISSN 1211-2658.

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

LARSEN, Christian, Sandra ZÜRCHER a Joachim ALTMANN. *Medical running: analýza anatomie běhu - optimalizace běžecké techniky - odstraňování potíží tréninkem*. Přeložil Mária SCHWINGEROVÁ. Olomouc: Poznání, 2021. ISBN 978-80-87419-98-4.

NEUMANN, Donald A. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. 2nd. Ed. Elsevier Health Sciences, 2013. ISBN 9780323266321.

NOVACHECK, Tom F. The biomechanics of running. *Gait & Posture* [online]. 1998, **7**(1), 77-95 [cit. 2022-03-20]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(97)00038-

PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, Ingrid. *Akrální koaktivační terapie: vycházející ze základních principů metody Roswithy Brunkow*. [Čelákovice]: Rehaspring, 2011. ISBN 978-80-260-0912-2.

PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, Ingrid. *Akrální vzpěrná cvičení pro napřímená záda u sportovců*. Vydání druhé. [Čelákovice]: ACT centrum, 2017. ISBN 978-80-906440-3-8.

PAVLŮ, Dagmar. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I.: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi*. 2. opr. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2003. ISBN 80-7204-312-9.

PERIČ, Tomáš. *Sportovní příprava dětí*. Praha: Grada, 2004. Děti a sport. ISBN 80-247-0683-0.

ROKYTA, Richard. *Bolest a jak s ní zacházet: učebnice pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3012-7.

ROKYTA, Richard, Miloslav KRŠIAK a Jiří KOZÁK, ed. *Bolest: monografie algeziologie*. 2. vyd. Praha: Tegis, 2012. ISBN 978-80-87323-02-1.

SEIDLER, Rachael D. Neural Correlates of Motor Learning, Transfer of Learning, and Learning to Learn. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. 2010, **38**(1), 3-9 [cit. 2022-03-20]. ISSN 0091-6331. Dostupné z: doi:10.1097/JES.0b013e3181c5cce7

STRIANO, Philip a Lisa PURCELL. *Strečink a trénink pro běžce - anatomie: ilustrovaný průvodce zapojením svalů pro maratonskou vytrvalost a výkon*. Přeložil Svatopluk VEČEK. Brno: CPress, 2016. ISBN 978-80-264-1180-2.

ŠKORPIL, Miloš. *Běžecká bible Miloše Škorpila*. Praha: Mladá fronta, 2019. ISBN 978-80-204-5533-8.

ŠKORPIL, Miloš. *Škorpilova škola běhu*. Praha: Mladá fronta, 2014. ISBN 978-80-204-3290-2.

TICHÝ, Miroslav. *Dysfunkce kloubu*. Praha: Miroslav Tichý, 2008. ISBN 978-80-254-2251-9.

TICHÝ, Miroslav. *Dysfunkce kloubu. VII. Řetězení a viscerovertebrální vztahy*. 1. vydání, Praha: Miroslav Tichý, 2009. ISBN 978-80-254-3963-0.

THOMPSON, M. A. Physiological and Biomechanical Mechanisms of Distance Specific Human Running Performance. *Integrative and Comparative Biology* [online]. 2017, **57**(2), 293-300 [cit. 2022-03-20]. ISSN 1540-7063. Dostupné z: doi:10.1093/icb/ix069

VAGNER, J., I. ŠPRINGROVÁ PALAŠČÁKOVÁ a P. PŘIKRYL. Vzpěrné pohybové vzory a jejich vliv na bolest u pacientů po implantaci totální endoprotézy kyčelního kloubu. *Rehabilitation* [online]. 2017, **24**(1), 4-10 [cit. 2022-03-25]. ISSN 12112658. Dostupné z: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&an=121735063&scope=site>

VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 4, 2002, 115–129

VAŘEKA, Ivan. Revize výkladu průběhu motorického vývoje – monokinetické stádium až batolecí období. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 2, 2006b, 82-91

WEARING, Scott C., I. S. DAVIS, T. BRAUNER, S. L. HOOPER a T. HORSTMANN. Do habitual foot-strike patterns in running influence functional Achilles tendon properties during gait?. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2019, **37**(23), 2735-2743 [cit. 2022-03-25]. ISSN 0264-0414. Dostupné z: doi:10.1080/02640414.2019.1663656

WINNICKI, Kamil, Anna OCHAŁA-KŁOS, Bartosz RUTOWICZ, Przemysław A. PEKALA a Krzysztof A. TOMASZEWSKI. Functional anatomy, histology and biomechanics of the human Achilles tendon — A comprehensive review. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger* [online]. 2020, **229** [cit. 2022-03-25]. ISSN 09409602. Dostupné z: doi:10.1016/j.aanat.2020.151461

SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha A – Dotazník ACD
- Příloha B – Doplnující otázky
- Příloha C – Škála VAS
- Příloha D – Informovaný souhlas
- Příloha E – Ukázka snímků z PodoCam

PŘÍLOHY

Příloha A – Dotazník ACD



PROTOKOL | BOLEST ZAD DIAGNOSTICKÝ PROTOKOL POHYBOVÉ STRATEGIE DLE ACD

STRANA 1/2

VSTUPNÍ KONTROLNÍ # Datum a čas vyšetření:

JMÉNO, PŘÍJMENÍ _____

Datum narození _____ Věk _____ Telefon _____ Povolání _____

Pracovní zatížení Sed: _____ / Stož: _____ / Prac. pohyb: _____ E-mail _____

Aktuální pohybové zájmy

Druh aktivity _____
 Omezení Ano / Ne
 /
 /
 /

VAS 0 _____ IP 0 _____
Visual analog scale Intenzita paréstezií

Současné potíže / Symptomy

Konstantní Intermittentní

Operace _____

Úrazy _____

Léky _____

Stádium bolesti Akutní (do 14 dnů) Subchronické (14 dní – 3 měsíce) Chronické (3+ měsíce)

Omezení rozsahu pohybu

Počátek bolesti _____

Poznámky

Dosavadní terapie _____

Vyšetř. metody: RTG CT MRI Nález: _____

Symptomatika po terapii

Noční bolesti Ano / Ne

Poloha spánku Záda Břicho Levý bok Pravý bok Střídá polohy

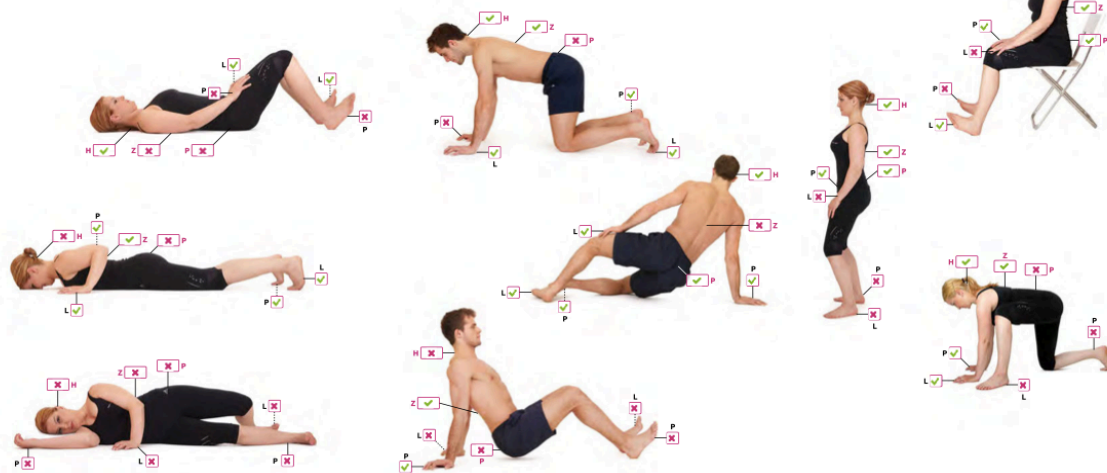
Typ matrace Měkká Tvrdá Střed

© 2021 ACT centrum s.r.o. | Čelákovice, nám. 5. května | PhDr. Ingrid Palaščíková Springrová, Ph.D. | act-method.com



PROTOKOL | BOLEST ZAD TESTY POHYBOVÉ STRATEGIE DLE ACD

STRANA 2/2



IRITÁČNÍ	VAS	IP

ÚLEVOVÉ	VAS	IP

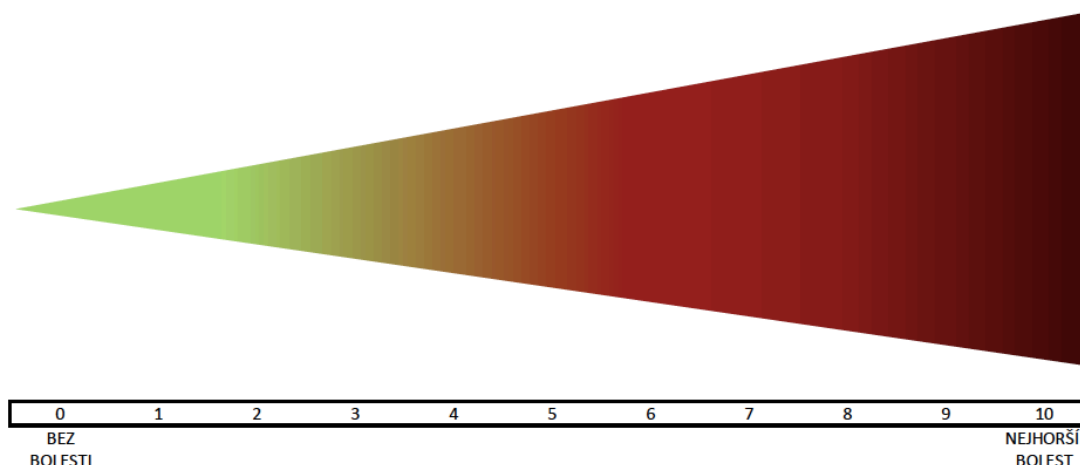
NAVRŽENÉ PRO TERAPII	Opakování	Serie

© 2021 ACT centrum s.r.o. Čelákovice
act-method.com

Příloha B – doplňující otázky

1. Jaká je vaše výška?
2. Jaká je vaše váha?
3. Jak dlouho se věnujete běhu?
4. Jak často běháte?
5. Jaká je vaše minimální doba tréninku?
6. Kolik kilometrů průměrně naběháte za týden?
7. Jakým tempem nyní běháte pětakilometrovou trať?
8. Kompenzační cvičení je:
 - a. Součástí běžeckého tréninku
 - b. Není součástí mého běžeckého tréninku
 - c. Je součástí, ale věnuji se i dalšímu kompenzačnímu cvičení
9. Kompenzační cvičení zařazuji:
 - a. 1- 2x týdně
 - b. 3- 4x týdně
 - c. 5- 6x týdně
 - d. Každý den
10. Co vše zahrnuje vaše kompenzační cvičení?

Příloha C – Škála VAS



Zdroj Vlastní

Příloha D – Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Vážený pane,

Žádám Vás tímto o souhlas při účasti na praktické části mé bakalářské práce. Podepsáním tohoto prohlášení souhlasíte s uvedením naměřených a zjištěných údajů a následným použitím v praktické části mé bakalářské práce.

Název BP: Využití Akrální koaktivační terapie u běžců

Autor BP: Eliška Dostálová

Vedoucí práce: Mgr. Rita Firýtová

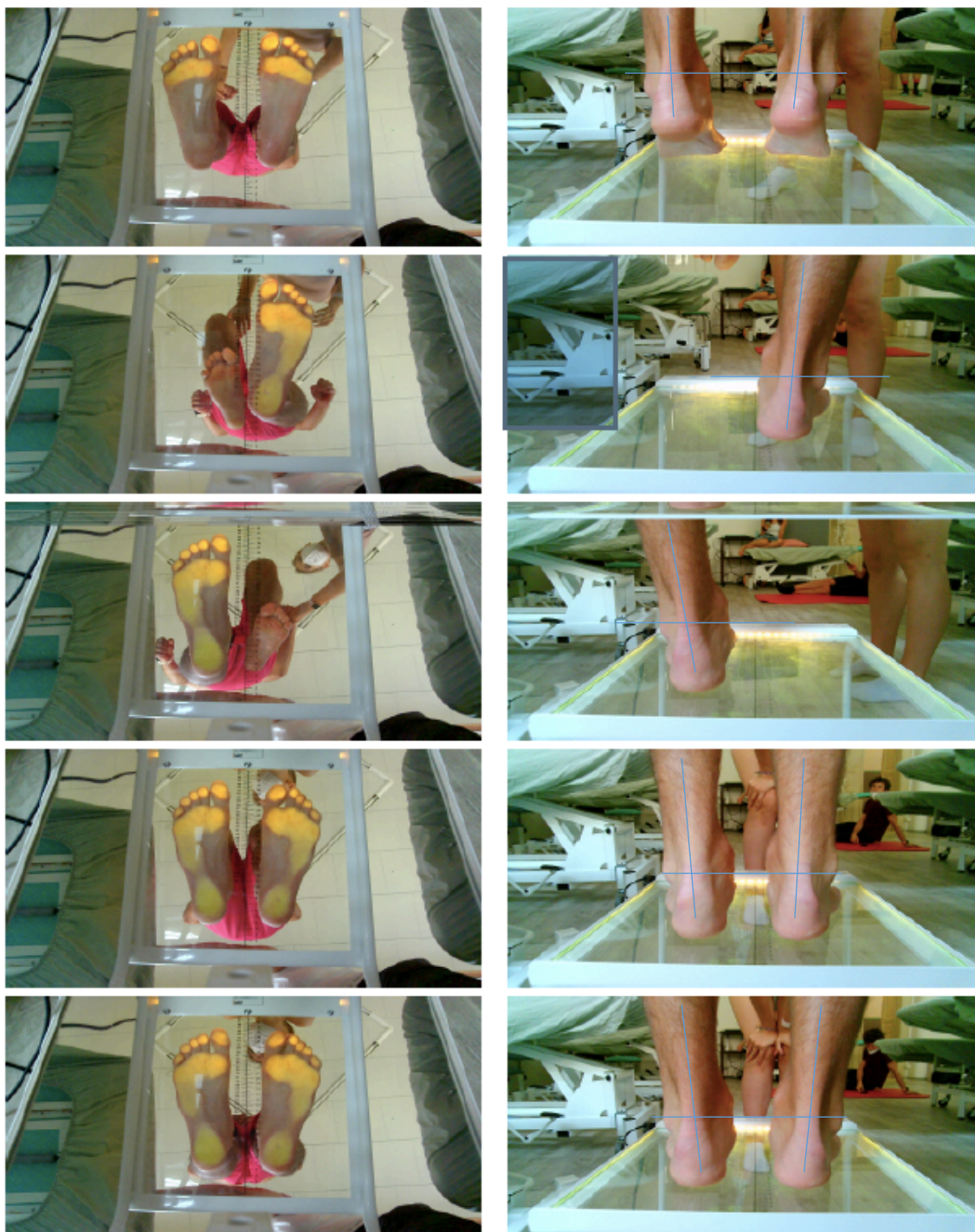
Cíl práce: Hlavním cílem této bakalářské práce je zjistit jakým způsobem ovlivňuje zařazení vybraných cviků z Akrální koaktivační terapie distanční běh.

Souhlas respondenta o zapojení do výzkumu

Já....., narozen..... Souhlasím, že mé anamnestické údaje a pořízené snímky z PodoCamu mohou být využity ke zpracování praktické části bakalářské práce na téma „Využití Akrální koaktivační terapie u běžců“. Dále prohlašuji, že se výzkumu účastním dobrovolně, že mi byly poskytnuty všechny informace a byly mi zodpovězeny případné dotazy.

Zdroj Vlastní

Příloha E – ukázka snímku z PodoCam



Zdroj Vlastní