

UNIVERZITA KARLOVA  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

## DIPLOMOVÁ PRÁCE

2024

Alžběta Stehlíková

UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Katedra fyzioterapie

**Efektivita unimodální fyzioterapeutické intervence  
Running Gait Retraining  
v léčbě syndromu iliotibiálního traktu u běžců –  
systematický přehled**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.**

Vypracoval:

**Bc. Alžběta Stehlíková**

Praha, duben 2024

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

## Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:      Fakulta / katedra:      Datum vypůjčení:      Podpis:

---

## **Poděkování**

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucí mé diplomové práce doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. Za veškeré rady, odborné vedení, a především pragmatický přístup, díky kterému jsem vytrvala v tvorbě této práce. Poděkování dále patří mému partnerovi a rodině za veškerou podporu po celou dobu studia.

## Abstrakt

**Název:** Efektivita unimodální fyzioterapeutické intervence Running Gait Retraining v léčbě syndromu iliotibiálního traktu u běžců – systematický přehled

**Cíle:** Cílem této práce je vyhodnotit, zda je unimodální fyzioterapeutická intervence *running gait retraining* efektivní v léčbě syndromu iliotibiálního traktu u běžců.

**Metody:** Tato diplomová práce byla realizovaná formou systematického přehledu. Studie byly vyhledávány v období od prosince 2023 do ledna 2024 v následujících elektronických databázích: PubMed, SCOPUS, SPORTDiscus, Web of Science. Vyhledané studie splňující stanovená kritéria byly následně analyzovány za účelem zodpovězení výzkumné otázky, zda je možné využít *running gait retraining* v léčbě syndromu iliotibiálního traktu u běžců jako samostatnou modalitu.

**Výsledky:** Na základě stanovených kritérií byla k analýze zařazena 1 studie (experimentální případová studie), jejíž výsledky naznačují, že *running gait retraining* jako unimodální fyzioterapeutická intervence v léčbě syndromu iliotibiálního traktu může představovat efektivní terapeutický přístup. S ohledem na nízkou úroveň evidence zahrnuté studie však výsledky nelze generalizovat. Efektivitu tohoto přístupu je v budoucnu potřeba hodnotit na podkladě experimentálních studií většího rozsahu a vyšší metodologické kvality. Do té doby zůstává *running gait retraining* modalitou, kterou lze využít ve spojitosti s dalšími terapeutickými intervencemi za účelem zvýšení efektivity rehabilitace běžců se syndromem iliotibiálního traktu.

**Klíčová slova:** syndrom iliotibiálního traktu, běžecká zranění z přetížení, running gait retraining, fyzioterapie, biomechanika

## Abstract

**Title:** Efficacy of the unimodal physiotherapy intervention Running Gait Retraining in the treatment of runners' iliotibial band syndrome – a systematic review

**Objectives:** The aim of the thesis is to evaluate whether the unimodal physiotherapy intervention *running gait retraining* is an efficacious treatment of the iliotibial band syndrome in runners.

**Methods:** The thesis was carried out in the form of a systematic review. Eligible studies were searched for in the following electronic databases from December 2023 to January 2024: PubMed, SCOPUS, SPORTDiscus, Web of Science. Selected studies which met the specified inclusion criteria were then analysed to answer the research question, i.e. whether it is efficacious to use *running gait retraining* only to treat runners with iliotibial band syndrome.

**Results:** Only 1 study met the inclusion criteria (an experimental case study), the results of which suggest that *running gait retraining* used as a unimodal physiotherapy intervention in the treatment of the runners' iliotibial band syndrome might be an efficacious therapeutic approach. Considering the low-level evidence of the included study, however, the results cannot be generalized. In the future, the efficacy of this treatment approach needs to be evaluated on the basis of a larger scale research of a higher methodological quality. Until then, *running gait retraining* remains a modality to be used in conjunction with other therapeutic interventions to increase the efficacy of the rehabilitation of runners with iliotibial band syndrome.

**Keywords:** iliotibial band syndrome, running gait retraining, running related injury, physiotherapy, biomechanics

# Obsah

1 ÚVOD.....	1
2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....	3
2.1 Aktuální stav sledované problematiky.....	3
2.2 Syndrom iliotibiálního traktu.....	8
2.2.1 Anatomie iliotibiálního traktu.....	8
2.2.2 Funkce iliotibiálního traktu.....	9
2.2.3 Patogeneze syndromu iliotibiálního traktu.....	9
2.2.4 Biomechanické a neuromuskulární aspekty napětí iliotibiálního traktu.....	11
2.2.5 Stanovení diagnózy ITBS, diferenciální diagnostika bolesti laterálního aspektu kolenního kloubu.....	17
2.3 Biomechanické aspekty běhu.....	19
2.3.1 Spatiotemporální parametry běhu.....	19
2.3.2 Kinematika končetin a trupu.....	25
2.4 Terapie ITBS.....	31
2.4.1 Techniky měkkých tkání, kloubní mobilizace a management akutní fáze.....	32
2.4.2 Posilování svalů kyčelního kloubu.....	33
2.4.3 Strečink.....	35
2.4.4 Running gait retraining jako konzervativní management ITBS.....	36
3 CÍL A VÝZKUMNÁ OTÁZKA.....	40
3.1 Cíl.....	40
3.2 Výzkumná otázka.....	40
4 METODIKA.....	41
5 VÝSLEDKY.....	46



5.1	Identifikace a výběr studií.....	46
5.2	Charakteristika studie.....	46
5.3	Zodpovězení výzkumné otázky.....	52
6	DISKUSE.....	53
6.1	Volba hodnocené terapeutické intervence.....	54
6.2	Hodnocení efektivity intervence Hunterové et al. (2014).....	57
6.2.1	Proveditelnost a praktická realizace running gait retraining...57	
6.2.2	Specifická intervence running gait retraining.....	58
6.2.3	Neuromuskulární aktivita při running gait retraining.....	59
6.2.4	Multimodální intervence zahrnující running gait retraining...60	
6.2.5	ITBS jako tendinopatie – implikace pro terapii.....	64
6.2.6	Analýza a ovlivňování běžecké techniky v různých anatomických rovinách.....	69
6.2.7	Hodnocení klinického efektu running gait retraining.....	70
6.2.8	Nedostatečná vědecká evidence o running gait retraining.....	70
7	ZÁVĚR.....	73
	Reference.....	75

## SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

AELLP – anterior exertional lower leg syndrome

auto-MWM – auto-mobilization with movement

BCoM – body centre of mass

BF – m. biceps femoris

CoP – centre of pressure

DF – duty factor

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

ELF – epicondylus lateralis femoris

EMG – elektromyografie

FFS – forefoot strike

FS – foot strike

GMax – m. gluteus maximus

GMed – m. gluteus medius

GMin – m. gluteus minimus

GRF – ground reaction forces

GRF<sub>vert</sub> – vertical component of ground reaction forces

ITB – iliotibial band

ITBIS – iliotibial band impingement syndrome

ITBS – iliotibial band syndrome

K – tuhost

$K_{\text{joint}}$  – kloubní tuhost

$K_{\text{leg}}$  – tuhost DK

$K_{\text{vert}}$  – vertikální tuhost

MFS – midfoot strike

MTPJ – metatarsalphalangeal joint

MTSS – medial tibial stress syndrome

MVIC – maximum voluntary isometric contraction

MWM – mobilization with movement

PFPS – patellofemoral pain syndrome

PNF – proprioceptivní neuromuskulární facilitace

PPT – pain pressure threshold

RF – rectus femoris

RFS – rearfoot strike

RGR – running gait retraining

RRI – running related injury

SF – step frequency

SL – step length

SLIP – spring loaded inverted pendulum

SSC – stretch shortening cycle

SWE – shearwave elastography

TFL – m. tensor fasciae latae

$t_{\text{flight}}$  – time of the flight phase

TrPs – trigger points

$t_{\text{stance}}$  – time of the stance phase

$t_{\text{stride}}$  – time of the stride

VD – vertical displacement

$VD_{\text{step}}$  – vertical displacement of the step

VL – vastus lateralis

# 1 ÚVOD

Syndrom iliotibiálního traktu, jedno z nejčastějších běžeckých zranění z přetížení, je často rezistentní vůči konzervativní terapii. Navzdory její aplikaci obtíže spojené s tímto syndromem u značného množství jedinců přetrvávají a/nebo se objevují opakovaně. To značí, že v současnosti majoritně využívané konvenční fyzioterapeutické přístupy, představované manuální terapií, silovým tréninkem a/nebo strečinkem, jsou suboptimální, z čehož pramení nutnost rozvoje a ověřování efektivity dalších modalit – jednu z nich může představovat tzv. *running gait retraining*.

Tento tréninkový, resp. terapeutický přístup slouží k reedukaci běžecké techniky za použití *feedbacku* na její formu a *cueingu* (vizuálního, auditorního, haptického aj.) k její modifikaci, s cílem eliminovat biomechanické odchylky od jejího správného provedení a tím i dosažení pozitivního klinického a/nebo výkonnostního efektu.

Mezi výhody samostatného využití této modality patří snížení počtu dnů v inaktivitě kvůli spojení pohybové aktivity volby jedince s rehabilitačním procesem; v souvislosti s tím pozitivní efekt na celkovou fyzickou kondici a zabránění rozvoje s hypokinezií spojených komorbidit; zlepšení *self-efficacy* jedince, který je v momentu optimální edukace a volby správné formy *running gait retraining* schopný self-managementu vlastních muskuloskeletálních obtíží; a v neposlední řadě možnost zacílit přímo na provokující faktory symptomů svázaných s konkrétní pohybovou aktivitou – během.

Cílem této diplomové práce je tedy vyhodnotit, zda je unimodální terapeutická intervence *running gait retraining* efektivní v léčbě syndromu iliotibiálního traktu u běžců.

Teoretická východiska tvoří poznatky o tomto běžeckém zranění z přetížení a jeho konzervativní terapii; dále se tato kapitola zaměřuje na biomechaniku běhu, její vliv na zatížení pohybového aparátu a schopnost představovat buď rizikový faktor rozvoje tohoto syndromu, a/nebo potenciální terapeutickou modalitu.

Diplomová práce je realizovaná formou systematického přehledu s cílem ozřejmit klinickou efektivitu *running gait retraining* v léčbě syndromu iliotibiálního traktu u běžců. Výsledky a jejich konfrontace se současnými poznatky na poli

konzervativní terapie běžeckých zranění z přetížení rozšíří hlavní proud literatury zabývající se především manuálními technikami, silovým tréninkem a/nebo strečinkem a potenciálně umožní implementaci *running gait retraining* do rehabilitačního procesu běžců; příp. identifikuje mezery v poznání, které je nutné vyplnit evidencí získanou budoucí experimentální činností tak, aby bylo zařazení této modality do rehabilitace možné.

## 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

### 2.1 Aktuální stav sledované problematiky

Běhání je často provozovaná, populární sportovní aktivita s mnoha rozmanitými zdravotními benefity. Současně se s ním ale pojí i množství zranění dolních končetin (dále DKK), jimiž alespoň jednou v životě trpí více než polovina (66 %) rekreačních běžců, přičemž postiženy jsou jimi častěji ženy než muži (73 % žen, 62 % mužů) (Messier et al., 2018). Hlavní zastoupení u běžeckých zranění představují zranění z přetížení, která vznikají na podkladě souhry tréninkové zátěže, zevních a vnitřních faktorů, mezi které lze zařadit biomechanické rizikové faktory odvíjející se od individuálního běžeckého stylu (Willwacher et al., 2022). Mezi běžecká zranění z přetížení patří mimo jiné syndrom iliotibiálního traktu (dále ITBS, *Iliotibial Band Syndrome*), který je jedním z nejčastějších zranění z přetížení v běžecké populaci (Taunton et al., 2002) a nejčastější příčinou bolesti laterálního aspektu kolenního kloubu vůbec (Baker a Fredericson, 2016).

ITBS je bolestivý syndrom z přetížení projevující se bolestí laterálního aspektu kolenního kloubu, vázaný na konkrétní pohybovou aktivitu, zpravidla běh, příp. cyklistiku, veslování aj. Vyskytuje se s prevalencí 6,8 % u mužů a 9,8 % u žen (Taunton et al., 2002), u některých jedinců i opakovaně, je rezistentní vůči konzervativním terapeutickým přístupům, kvůli čemuž je potenciálně nutné uchýlit se k chirurgickému řešení (Bolia et al., 2020). Důsledkem toho vzniká nutnost dočasně, opakovaně, případně permanentně omezit symptomy provokující sportovní aktivitu a/nebo vyhledat lékařskou pomoc. To z běžeckých zranění z přetížení (dále RRI, *running related injury*) činí jak individuální, tak ekonomickou zátěž (Benca et al., 2020). Rehabilitace tedy může být v tomto ohledu klíčovým faktorem, který, bude-li dostatečně efektivní, může zkrátit dobu rekonvalescence, snížit počet dnů v inaktivitě, příp. fungovat jako prevence návratu obtíží (Miccio et al., 2021).

I přes tlak, který na výzkum klade vysoká prevalence této diagnózy (Taunton et al., 2002), je porozumění patogenezi, konkrétním etiologickým biomechanickým a neuromuskulárním faktorům nedostatečné a výsledky vědeckého bádání konfliktní (Willwacher et al., 2022). Ačkoliv evidence z artroskopických, kadaverických,

biomechanických a histologických studií a výsledků zobrazovacích metod vzrůstá, tak tyto poznatky způsobily pouze změnu paradigmatu ohledně předpokládané patogenese. Na podkladě stávajících informací je tak upouštěno od koncepce syndromu *tření* iliotibiálního traktu. Místo toho je v posledních letech upřednostňován model impingement syndromu iliotibiálního traktu (ITBIS, *Iliotibial Band Impingement Syndrome*), příp. entezopatie, resp. tendinopatie (Geisler, 2021; Mousavi et al., 2019). Evidence o rizikových faktorech a mechanismu vzniku ITBS je však slabá, navzdory neustálým snahám jim porozumět (Noehren et al., 2007; Baker et al., 2011; Mousavi et al., 2019, Benca et al., 2020, Friede et al., 2020).

Veškeré rizikové biomechanické a neuromuskulární faktory jsou primárně hodnocené ve vztahu k jejich schopnosti modulovat tuhost iliotibiálního traktu (dále ITB, *iliotibial band*), která má být hlavním faktorem v rozvoji ITBS prostřednictvím komprese pod ním uložených měkkých tkání. Jedinci predisponovaní k ITBS nebo jedinci syndromem postižení tak vykazují excesivní addukci kyčelního kloubu a vnitřní rotaci kolenního kloubu (Noehren et al., 2007, Teutachi et al., 2015; Foch et al., 2015; Teutachi et al., 2016; Baker a Fredericson, 2016), přičemž tento valgózně-rotální drift femuru je příčinou zvýšení napětí ITB (Geisler, 2021). Tato kinematická změna má být důsledkem porušené neuromuskulární aktivity v oblasti kyčelního kloubu, resp. abnormálních proximálních faktorů nebo distálních faktorů, které představuje funkce nohy (Noehren et al., 2007). Dále, jelikož je ITB fasciální extenze *fascia lata* (Stecco et al., 2014), je jeho napětí ovlivněno proměnlivým tonem veškerých svalů, jež do ní inzerují: predominantně prostřednictvím *m. gluteus maximus* (dále GMax) a *m. tensor fasciae latae* (dále TFL), dále *vastus lateralis* (dále VL) a *m. biceps femoris* (dále BF) (Friede et al. 2022). Ačkoliv panuje všeobecná shoda v tom, že tyto faktory skutečně ovlivňují napětí ITB, nepanuje konsensus, který by dokumentoval jakým způsobem.

Objevují se tak protichůdné názory na napětí ITB, které např. Friede et al. (2020) prostřednictvím dynamické ultrazvukové elastografie (dále SWE, *shearwave elastography*) u jedinců s ITBS navzdory veškerým dosavadním předpokladům dokumentovala jako snížené; na aktivitu svalů inzerujících do ITB, kdy Baker et al. (2018) dokumentuje mírně zvýšenou aktivitu TFL u jedinců s ITBS, zatímco Friede et al. (2020) dokumentuje naopak její snížení oproti zdravým jedincům; na aktivitu



svalů zabraňujících excesivní addukci kyčelního kloubu a vnitřní rotaci kolenního kloubu, přičemž snížené exkurze kyčelního kloubu do addukce u žen v minulosti trpících ITBS není dosaženo kompenzačním zvýšením aktivity *m. gluteus medius* (dále GMed) (Foch et al., 2020).

Ze současně dostupných informací tak nelze vyvodit žádný klinický konsensus, na jehož podkladě by bylo možné stavět dostatečně efektivní terapeutický postup (Nguyen et al., 2023).

Klinická efektivita terapeutických postupů, u nichž existuje neopodstatněná snaha je postavit na konfliktní evidenci, je v tuto chvíli nedostatečná: uvádí se, že pouze 44 % pacientů dosáhne po osmitýdenní terapii plného zotavení (Beals a Flanigan, 2013). Konzervativní terapie tak zůstává postavená primárně na základech expertních názorů (Baker a Fredericson, 2016; Friede et al., 2022).

Současný standard představuje dvoufázový model multimodálního terapeutického programu dle Bakera a Fredericsona (2016). V první fázi, kdy je pacient symptomatický a omezený v ADL, resp. ve sportovní aktivitě volby (běh, cyklistika aj.), je terapeutický přístup zaměřený na modulaci bolesti a sterilního zánětu (manuální techniky, protizánětlivá farmakoterapie, klidový režim aj.). Ve druhé fázi, kdy akutní symptomy již ustoupily a pacient může provádět bez jejich navození danou aktivitu po dobu více než 5 min, tvoří terapii posilování DKK zaměřené na svaly posterolaterálního aspektu kyčelního kloubu, následně postupný návrat k původní aktivitě (Baker a Fredericson, 2016). Tento šestitýdenní program je postavený na *domnělé* modulaci předpokládaných rizikových faktorů, tedy kinematických a kinetických proměnných, které mají ITBS způsobovat v případě, že jsou abnormální: zvýšení svalové síly a neuromuskulární koordinace abduktorů kyčelního kloubu má zabránit excesivní addukci kyčelního kloubu a vnitřní rotaci kolenního kloubu, statický strečink ITB a do něj inzerujících svalů má snížit jeho tuhost, resp. napětí, jinak způsobující kompresi měkkých tkání v oblasti laterálního epikondylu femuru (dále ELF, *epicondylus lateralis femoris*), a působí bolest (Fredericson et al., 2000; Fairclough et al., 2006; Flato et al., 2017, Geisler, 2021). Tento samý program, ač klinicky úspěšný (zlepšení/odstranění symptomů, návrat ke sportovní aktivitě), měl při použití Friedeovou et al. (2020) na tyto proměnné opačné než předpokládané důsledky v ohledu tuhosti ITB, kdy u zpočátku poddajnějšího ITB bylo prostřednictvím terapeutické

intervence dosaženo zvýšení jeho tuhosti. Mimo jiné, jelikož je tato intervence multimodální, nelze s určitostí říci, zda se veškeré její komponenty podílely na výsledném pozitivním efektu, nebo jestli některé z nich představovaly v terapii nadbytečnou modalitu.

Existují nejasnosti, zda byly výsledky terapeutické intervence zaměřené na ovlivnění izolované proměnné, např. svalové síly abduktorů kyčelního kloubu přenositelné do běžecské mechaniky, tedy zda by ve výsledném běžecském stylu nebyla přítomná excesivní addukce kyčelního kloubu. Výsledky Willyho a Davisové (2011), kteří u běžců s excesivní addukcí dosáhli posilováním zvýšení svalové síly abduktorů kyčelního kloubu, ale snížení addukce kyčelního kloubu v běhu nikoliv, naznačují, že pro zlepšení abnormální běžecské mechaniky, resp. techniky, musí být trénink pro běh specifický. Navrhují, že musí zahrnovat pro běžecskou mechaniku specifický neuromuskulární trénink (Willy a Davisová, 2011). Zároveň, jelikož je do vztahu s ITBS dáváno množství dalších kinematických rizikových faktorů (nižší subtalární everze, nižší vnitřní rotace tibie, vyšší pronace nohy, nižší flexe v kolenním kloubu v momentu iniciálního kontaktu, větší lateroflexe trupu, aj. [Mousavi et al., 2019]), se jeví Willym a Davisovou (2011) navržený komplexní a na konkrétní pohybový stereotyp zaměřený přístup jako opodstatněný, protože může postihnout celý kinematický řetězec.

Dalším důvodem, proč hájit intervenci zahrnující neuromuskulární trénink, resp. trénink běžecské techniky, příp. mechaniky, je skutečnost, že při reedukaci komplexního pohybového vzoru lze postihnout intersegmentální koordinaci na úrovni všech pohybových segmentů DK i ve vztahu k trupu a zbytku těla. To je v souladu s tvrzením Hamilla et al. (1999), že vyšší míra koordinační variability je známkou zdraví pohybového aparátu, a že naopak omezená variabilita způsobuje opakovanou lokální expozici zatížení a predisponuje ke zranění z přetížení. Zároveň minulé zranění z přetížení alternuje intersegmentální koordinační variabilitu, čímž může u jedince způsobovat rekurenci obtíží (Blyton et al., 2023). S tímto tvrzením se shoduje zjištění Focha a Milnerové (2019), kteří u ITBS opakovaně postižených běžkyň dokumentovali sníženou koordinační variabilitu. Komplexní intervence, neomezující se na určitý pohybový segment, ale cílená na kvalitu pohybu jako takovou, může být z dlouhodobého hlediska efektivní terapeutickou strategií.

Ve světle konfliktní evidence o efektivitě terapie nepřímo zaměřené na management domnělých biomechanických faktorů v patogenezi ITBS, nejčastěji prostřednictvím manuálních technik, protahování a posilování, je cílem této práce vyhodnotit, zda u běžců trpících ITBS vede unimodální intervence *running gait retraining* (nácvik běžecké techniky, resp. modulace biomechanických determinant běžecké techniky, dále RGR) ke zlepšení symptomů tohoto běžeckého zranění z přetížení.

## 2.2 Syndrom iliotibiálního traktu

Syndrom iliotibiálního traktu, resp. impingement syndrom iliotibiálního traktu, je častým zraněním z přetížení vyskytujícím se napříč rozmanitými sportovními odvětvími: běh a cyklistika, ženský fotbal, basketbal, pozemní hokej a veslování (Devan, et al., 2004; Holmes et al., 1993; Rumball et al., 2005; převzato z: Geisler, 2021).

Klinicky se ITBS vyznačuje ostrou bolestí nebo pálením v oblasti *epicondylus lateralis femoris* (dále ELF), které se rozvíjejí v průběhu fyzické aktivity po určitém čase nebo vzdálenosti (Friede et al., 2022), a palpační bolestivostí v tomto regionu. Bolest je mimo palpaci reprodukovatelná opakovanou flexí a extenzí kolenního kloubu, s maximem vestoje na postižené dolní končetině při 30–40° flexi kolenního kloubu (Renne, 1975). Diagnóza je stanovena na podkladě klinického obrazu, anamnestických dat a pozitivitu Nobleova testu (Hutchinson, 2017).

### 2.2.1 Anatomie iliotibiálního traktu

ITB je zesílený pruh longitudinálně orientovaných vláken *fasciae latae* na laterální straně stehna. Proximálně vychází z kostěných a svalových úponů na *crista iliaca* a *spina iliaca anterior superior*, kde přijímá vlákna aponeuróz GMax a TFL, a je tvořen třemi vrstvami spojujícími se na úrovni *trochanter major*, do něhož neinzerují. Díky tomu se v tomto proximálním regionu může ITB volně posouvat anteriorně a posteriorně způsobovat tzv. *coxa saltans* neboli *external snapping hip syndrome*. Distálně, prostřednictvím *septum intermusculare laterale*, jež také přijímá vlákna GMax, se upíná do *linea aspera* a dále do oblasti ELF a *tuberculum Gerdyi tibiae*. ITB zde vysílá myofasciální expanzi do oblasti patelly, kde přispívá k formování *retinaculum patellae*, skrze které ovlivňuje její postavení (Flato et al., 2017; Stecco, 2014).

V oblasti distálních úponů je ITB prostřednictvím vazivových snopců plně ukotven ke kostěnému podkladu tvořenému femorálním epikondylem a kondylem tibie, a to jak u zdravých jedinců, tak u jedinců s ITBS. Jeho předpokládaný anteroposteriorní posun tedy neprobíhá. Pod ITB je uloženo asociované, vysoce vaskularizované a senzitivně inervované tukové těleso, nikoliv primárně předpokládaná burza. Toto jsou

dva základní funkčně anatomické poznatky, na podkladě kterých je současně stavěna teorie o etiopatogenezi ITBS, jež bude detailněji diskutována v samostatné části (Fairclough et al., 2006; Geisler, 2021;).

Kromě GMax a TFL přijímá ITB vlákna GMed, současně má fasciální vazbu na BF a VL distálně a proximálně na svaly bederní páteře skrze *fascia thoracolumbalis*. Funkce GMax a jeho myofasciální vazby tímto umožňují mechanickou koordinaci bederní páteře, pánevní oblasti a dolní končetiny (Stecco et al., 2013; Baker a Fredericson, 2016; Flato et al., 2017). Funkčně lze ITB klasifikovat částečně jako šlachu (tendinózní část proximálně od ELF), částečně jako ligamentum (ligamentózní část distálně od ELF) a částečně jako fasciální zesílení (Geisler, 2021).

### **2.2.2 Funkce iliotibiálního traktu**

ITB slouží jako společná šlacha GMax a TFL, jejichž kontraktilní sílu přenáší na distální femur, patellu, kloubní pouzdro kolenního kloubu a tibií (Flato et al., 2017; Geisler, 2021). Funkce těchto a dalších asociovaných svalů se uplatňuje jak fázicky, tak posturálně, resp. v opěrné funkci v uzavřených kinematických řetězcích. V tomto režimu, prostřednictvím přenosu sil na distální úpony, pomáhá ITB stabilizovat kolenní kloub ve vztahu ke kloubu kyčelnímu, pánvi a trupu. Další funkce je excentrická stabilizace femuru a tibiofemorálního kloubu při dopadu a stojné fázi krokového cyklu, kdy jeho ligamentózní část napomáhá absorpci sil a zabraňuje posteriorní subluxaci femuru vůči fixované tibií, čímž se stává synergistou *lig. cruciatum anterior*. Dle některých autorů je tak v této funkci daná část ITB označována za *lig. anterolaterale genus*, zvyšující anterolaterální stabilitu kolenního kloubu. Dále je stabilizátorem kolenního kloubu ve frontální rovině, kde zabraňuje rozvoji varózní deformity (Vieira et al., 2007, převzato z: Flato et al., 2017 a z: Geisler, 2021; Stecco et al. 2013).

### **2.2.3 Patogeneze syndromu iliotibiálního traktu**

Ačkoliv Kaplan označil ITB za nezávislou strukturu (Kaplan, 1958, převzato z: Baker a Fredericson, 2016) s možností anteroposteriorního posunu přes ELF, podporující hypotézu o syndromu tření iliotibiálního traktu, Fairclough et al. (2006) tuto ideu prostřednictvím anatomických pitev, histologických studií a výsledků zobrazovacích metod u zdravých i syndromem postižených jedinců zbořil.

Hypotéza antero-posteriorního posunu byla nahrazena tvrzením, že pohyb nemůže nastat kvůli pevnému ukotvení k podkladu prostřednictvím laterálního intermuskulárního septa a že zdánlivý pohyb iliotibiálního traktu je daný proměnlivým napětím jeho anteriorních a posteriorních vláken v závislosti na míře flexe kolenního kloubu. Konkrétně, že se zvyšující se flexí dochází k přesunu maximálního napětí vazivových snopců v antero-posteriorním směru (Fairclough et al., 2006).

Další významné zjištění se týká absence burzy, jejíž náplň by se důsledkem sterilního zánětlivého procesu vznikajícího v závislosti na mechanickém namáhání oblasti třením mohla měnit. Místo toho byla ozřejmena přítomnost hustě vaskularizovaného a silně senzitivně inervovaného tukového tělesa mezi ITB a femurem, které je se zvyšujícím se napětím ITB při flexi kolenního kloubu se současnou vnitřní rotací tibie namáháno tlakem – dochází tedy ke kompresi a impingementu tukového tělesa mezi ITB a femurem (Fairclough et al. 2016).

Posledním tvrzením, které Fairclough označil za nutné k dalšímu studování, se odvíjí od odlišení vůči ELF proximální tendinózní části a distální, třemi vrstvami tvořené ligamentózní porce, z nichž každá má množství komplikovaných spojení s femurem, patellou a tibií. Proximální část, fungující jako společná šlacha GMax a TFL (Flato et al., 2017), tak může být v místě úponu na ELF postižena entezopatií, resp. inzerční tendinopatií. Distální část se prostřednictvím vlivu na anterolaterální a rotační stabilitu tibiofemorálního kloubu a patellofemorální stabilitu může podílet na patogenezi jiných konkrétních lézí kolenního kloubu (anterolaterální a rotační instability, resp. patellofemorálního bolestivého syndromu aj.) (Fairclough et al., 2006; Geisler et al, 2021; Stecco et al., 2014).

#### 2.2.3.1 Zdroj bolesti při ITBS

Společně se změnou paradigmatu ohledně etiopatogeneze ITBS se rozvinula i teorie zabývající se zdroji bolesti při probíhajícím syndromu – jedna z nich se odvíjí od hypotézy, že ITBS lze klasifikovat jakožto tendinopatii, která zahrnuje i bazální předpoklad kompresivní iritace silně senzitivně inervovaného tukového tělesa.

Tendinopatie je zranění šlachy z chronického přetížení, prezentující se jako lokalizovaná bolest závislá na jejím mechanickém zatížení v rámci fyzické aktivity. Na podkladě excesivního zatěžování šlachy se rozvíjejí změny na buněčné úrovni

(proliferace tenocytů abnormální morfologie, regiony šlachy se sníženým množstvím buněk), dále dochází ke zvýšení množství extracelulární matrix, rozrušení struktury kolagenu, abnormálnímu vrůstu nervů a neovaskularizaci (Cook a Purdam, 2017). Abnormální inervace se zvýšenou produkcí neuropeptidů, potenciálně způsobující produkci pro-zánětlivých cytokinů, a neovaskularizace jsou faktory, které mohou být potenciálními generátory bolesti při tendinopatiích a tedy i ITBS, budeme-li ho považovat za patologii tendinózní části ITB.

Ward et al. (2016) na podkladě existence sdílené inervace a vaskularizace tukových těles a jim přiléhajících šlach (Nemschak a Pretterklieber, 2012) navrhli, že produkce pro-zánětlivých cytokinů vysoce vaskularizovaným tukovým tělesem může přispívat ke klinické manifestaci tendinopatie – bolesti. Současně předložili hypotézu, že cévní zásobením tukového tělesa může být zdrojem neovaskularizace šlachy, prostřednictvím které může být proudícími cytokiny udržovaný para-zánětlivý (*para-inflammation*) proces (Ward et al., 2016). V momentu opakované, příp. kontinuální, kompresivní iritace tukového tělesa iliotibiálním traktem se zvýšeným napětím tak může být právě tento proces zdrojem bolesti při ITBS.

#### **2.2.4 Biomechanické a neuromuskulární aspekty napětí iliotibiálního traktu**

Na podkladě výše zmíněných anatomických a etiopatogenetických faktorů je patrný klíčový vliv napětí ITB na rozvoj ITBS. Toto napětí, potenciálně způsobující kompresi tukového tělesa, dosahuje různých hodnot v závislosti na parametrech vícero biomechanických a neuromuskulárních faktorů (Friede et al., 2022).

Friede et al. (2022) na podkladě zjednodušeného biomechanického modelu ITB a výsledků dosavadního výzkumu determinovala následující faktory ovlivňující napětí ITB: šířka malé pánve, zvýšení prominence ELF, excesivní addukce kyčelního kloubu, varózní postavení kolenního kloubu, vnitřní rotace kolenního kloubu, zvýšená aktivita a/nebo patologický timing aktivace TFL a/nebo GMax a tuhost ITB.

Anatomické a antropometrické parametry a osově postavení kloubů dolních končetin a trupu udává orientaci působících sil, zatímco aktivita svalů inzerujících do ITB (GMax, TFL, VL, BF) určuje velikost kompresivně působících sil v oblasti laterálního aspektu kolenního kloubu (Friede et al. 2022). Současně ale aktivita svalů (nejenom inzerujících do ITB) ovlivňuje konfiguraci pohybových segmentů,

a nepramení z ní tak pouze velikost působících sil, ale nepřímo i jejich orientace. Veškeré parametry, mimo anatomické determinanty (např. šířka malé pánve), jsou modifikovatelné, tudíž oslovitelné v terapii. Porozumění biomechanickým faktorům je tudíž klíčové pro potenciální terapeutický přístup.

#### 2.2.4.1 Abnormální biomechanika a neuromuskulární koordinace u ITBS

V literatuře je konzistentní tvrzení, že hlavním patogenetickým faktorem ITBS ovlivňujícím napětí ITB je abnormální kinematika kyčelního a kolenního kloubu ve frontální a transverzální rovině (Noehren et al., 2007). U jedinců s ITBS je tak opakovaně dokumentována přítomnost excesivní addukce kyčelního kloubu a vnitřní rotace kolenního kloubu (Noehren et al., 2007, Teutachi et al., 2015; Foch et al., 2015; Teutachi et al., 2016; Baker a Fredericson, 2016). Současně Fredericson et al. (2000) jako jeden z prvních dokumentoval snížení svalové síly abduktorů kyčelního kloubu u jedinců s ITBS a zároveň prostřednictvím terapeutické intervence dosahující jejího zvýšení docílil ústupu symptomů a návratu běžců k tréninku. Důsledkem zvýšené addukce kyčelního kloubu a vnitřní rotace kolenního kloubu má být zvýšena tuhost ITB napětím v tahu, která následně přispívá ke kompresi měkkých tkání v oblasti ELF (Friede et al., 2022).

Faktory ovlivňující napětí ITB, resp. jeho tuhost, se Teutachi et al. (2015, 2016) a Friede et al. (2020) snaží ozřejmit za použití SWE.

Teutachi et al. (2015) jejím prostřednictvím u zdravých jedinců dokládá, že k maximálnímu zvýšení tuhosti ITB v oblasti ELF dochází v momentě koexistujícího zvýšení úhlu addukce kyčelního kloubu (při kontralaterálním poklesu pánve) a zvýšení momentu síly addukce kyčelního a kolenního kloubu prostřednictvím kontralaterální lateroflexe trupu. Zároveň, jelikož se mezi pozicí s pouhým kontralaterálním sešikmením pánve a pozicí s kontralaterálním sešikmením pánve a kontralaterální lateroflexí trupu svalová aktivita (na podkladě výsledků povrchové elektromyografie) v oblasti kyčelního kloubu nemění, tak změny tuhosti nejsou dané svalovou aktivitou, ale primárně úhlovým nastavením pohybových segmentů.

Teutachi et al. (2016) v návaznosti na předchozí studii zaměřenou na kinematiku ve frontální rovině doplnil poznatky zohledňující rovinu sagitální (ve vztahu k lineárnímu běhu, jeho technice a RGR klíčová) a transverzální. Zde,



opět prostřednictvím SWE, ozřejmil, že k největšímu vzrůstu tuhosti ITB dochází za podmínek retroverze ipsilaterální poloviny pánve, poklesu a posteriorní rotace kontralaterální poloviny pánve, resp. při relativní extenzi, addukci a zevní rotaci kyčelního kloubu, které svou koncentrickou aktivitou generuje GMax.

Zvýšení tuhosti ITB v extenzi dané kontrakcí GMax způsobuje zvýšení napětí jeho tendinózní části. V podmínkách opory o jednu dolní končetinu dochází také ke zvýšení aktivity GMed a TFL, přičemž TFL generuje, stejně jako GMax, napětí na tendinózní části ITB. ITB je mimo to prostřednictvím zevně rotačního a extenčního postavení v kyčelním kloubu i pasivně protažen. Důsledkem toho se zvyšuje pasivní elastický moment síly v ITB, který způsobuje další zvýšení jeho tuhosti (Teutachi et al., 2016).

Tyto výsledky jsou v souladu s tvrzením Noehrena et al. (2007), který jako faktory predisponující k rozvoji ITBS nebo jako faktory přítomné u již rozvinutého syndromu označil zvýšenou addukci kyčelního kloubu a zvýšenou vnitřní rotaci kolenního kloubu. Ta je daná zvýšenou zevní rotací femuru (při proximálním mechanismu vzniku ITBS), nebo sníženou vnitřní rotací tibie (při distálním mechanismu vzniku ITBS).

Konfliktní jsou poznatky Friedové et al. (2020), která předpokládala, že u jedinců s ITBS bude tuhost ITB na straně postižené dolní končetiny vyšší a že prostřednictvím multimodální terapeutické intervence (režimová opatření, manuální techniky, myofasciální techniky, protahování a cvičení zvyšující svalovou sílu a neuromuskulární koordinaci v oblasti pánve, postupný návrat k běhu) bude docíleno jejího snížení a (v souladu s teorií kompresivní patogeneze ITBS) dosaženo odstranění symptomů.

Navzdory tomu jedinci s ITBS iniciálně nevykazovali zvýšené napětí ITB na postižené straně v porovnání se stranou nepostiženou. Dále, v rozporu s výsledky Bakera et al. (2018), který u běžců s ITBS zaznamenal mírně zvýšené napětí a aktivitu TFL, Friede u tohoto svalu dokumentovala aktivitu dokonce sníženou, a nezaznamenala ani zvýšení aktivity ostatních svalů inzerujících do ITB (v porovnání s asymptomatickou končetinou). Tuto předpokládanou neuromuskulární inhibici TFL vysvětlila jako kompenzační strategii, jejímž výsledkem je snížení tuhosti ITB

a komprese pod ním ležících měkkých tkání. Navzdory hypotéze, že prostřednictvím multimodální intervence dojde ke snížení tuhosti ITB, bylo dosaženo naopak jejího zvýšení, a to za současného zlepšení symptomů (snížení/odstranění bolesti, zlepšení funkce DK). To lze vysvětlit prostřednictvím biomechanického modelu, v němž je ITB považován za pružinu sériově zapojenou se svaly, jež do ní inzerují a které mohou jakožto elastické prvky s proměnlivou tuhostí ovlivňovat tuhost celé soustavy (Friede et al., 2022). Zvýšení svalové síly (vyjádřené v % MVIC, *maximum voluntary isometric contraction*) a svalového tonu prostřednictvím intervence je tak hlavní předpokládanou příčinou změny tuhosti ITB (Friede et al. 2020).

Navzdory tomu, že Friede et al. (2020) před intervencí zaznamenala snížení svalové síly abduktorů a zevních rotátorů kyčelního kloubu (tedy svalů posterolaterálního aspektu kyčelního kloubu), jiní toto nedemonstrovali a neprokázali ani korelaci mezi sníženou svalovou silou abduktorů a zvýšením úhlu addukce kyčelního kloubu (Messier et al., 2018; Baker et al. 2018; Besomi et al., 2020; Foch et al., 2020).

Literatura okolo problematiky ITBS je v ohledu svalové aktivity a síly doposud nejednoznačná. Současně lze ale díky rozmanitosti výsledků studií dokumentujících tyto parametry a ve světle efektivit multimodálních terapeutických intervencí (Baker a Fredericson, 2016; Friede et al, 2020) tvrdit, že ITBS vzniká nejenom na podkladě izolovaného snížení svalové síly a abnormální svalové aktivity abduktorů kyčelního kloubu, ale že jeho příčinu lze najít v komplexní souhře faktorů, mezi něž lze zahrnout neuromuskulární koordinaci a svalovou sílu strany postižené i asymptomatické (Friede et al., 2020), a abnormity v rozsáhlejších regionech, než pouze v oblasti kyčelních kloubů (Teutachi et al., 2015, 2016; Stecco et al., 2014).

#### 2.2.4.2 Proximální a distální faktory ITBS

Mimo výše zmíněné biomechanické a neuromuskulární faktory, primárně v oblasti kyčelních kloubů, jsou v souvislosti s ITBS zmiňovány změny subtalární everze při iniciálním kontaktu a během stojné fáze krokového cyklu, přičemž v literatuře se objevují případy jejího zvýšení (Noehren et al., 2007; Balachandar et al., 2019) i snížení (Noehren et al., 2007; Louw a Deary, 2014; Mousavi et al., 2019).

Noehren a další autoři tyto jevy vysvětlují jako proximální a distální mechanismus rozvoje ITBS (Noehren et al., 2007; Balachandar et al., 2019, Louw a Deary, 2014).

Proximální a distální mechanismus vzniku ITBS lze vysvětlit na podkladě pohybových komponent vnitřní rotace kolenního kloubu: její míra může být ovlivněna jak zevní rotací distálního femuru, tak vnitřní rotací tibie v momentu FS a během první části stojné fáze krokového cyklu. Jedinci s proximálním mechanismem vzniku ITBS tak vykazují vyšší addukci a zevní rotaci distálního femuru, nižší vnitřní rotaci tibie a s tím spojenou nižší subtalární everzi. U těchto jedinců tak může za rozvojem ITBS stát insuficience GMed, který při nenarušené funkci způsobuje vnitřní rotaci a abdukci femuru. Potenciální terapeutickou intervencí pro tuto podskupinu poté může být spíše zvýšení svalové síly a/nebo neuromuskulární koordinace v oblasti kyčelního kloubu, důsledkem čehož má být dosaženo snížení kompresivních sil působících v oblasti ELF na tukové těleso. Naopak u jedinců vykazujících distální mechanismus vzniku ITB je vnitřní rotace kolenního kloubu daná excesivní subtalární everzí a zvýšenou tibiální vnitřní rotací. U nich tedy může mít potenciální terapeutický efekt např. aplikace ortézy, rigidního tapu nebo kineziotapu za účelem kontroly pohybu v subtalárním kloubu (Noehren et al., 2007; Balachandar et al., 2019). Ačkoliv existuje souvislost mezi abnormální subtalární everzí a zvýšeným zatížením kolenního kloubu, další výzkum je nutný k jejímu potvrzení jakožto rizikového nebo etiologického faktoru rozvoje ITBS (Louw a Deary, 2014; Friede et al., 2022).

V neposlední řadě, a v souladu s výše zmíněnou myofasciální a mechanickou souvislostí trupu s dolní končetinou (Stecco et al., 2013), může zvýšené napětí ITB, jemu strukturálně příslušných svalů a celého myofasciálního řetězce způsobit ipsilaterální lateroflexi trupu. Případně může být ipsilaterální lateroflexe trupu vysvětlena jako kompenzační strategie pro snížení napětí ITB (Foch et al. 2015), a to zejm. při opoře o jednu DK. Opačný případ je zvýšení napětí ITB a myofasciálního řetězce v tahu při kontralaterální lateroflexi trupu.

V souvislosti nejenom s ITBS, ale i patellofemorálním bolestivým syndromem (dále PFPS, *patellofemoral pain syndrome*), tendinopatií Achillovy šlachy a mediálním tibiálním stresovým syndromem (dále MTSS, *medial tibial stress syndrome*) je dále zmiňováno kontralaterální sešikmení pánve, v rámci kterého dochází hyperaddukci

kyčelního kloubu stojné dolní končetiny v uzavřeném kinematickém řetězci (Mousavi et al., 2019).

#### 2.2.4.3 Abnormální biomechanika a neuromuskulární faktory u běžců v minulosti trpících ITBS

Tvrzení, že pro patogenezi a současně pro terapeutické intervence v ohledu ITBS jsou kardinální kinematické a kinetické faktory ve frontální rovině, podporují zjištění studií zaměřujících se na běžce, kteří tímto syndromem trpěli v minulosti.

V porovnání běžkyň současně a v minulosti trpících ITBS byly dokumentovány následující hodnoty: běžkyň současně trpící ITBS vykazovaly vyšší hodnoty ipsilaterální lateroflexe trupu a nižší flexibility ITB; u běžkyň trpících ITBS v minulosti byly změřeny nižší hodnoty addukce kyčelního kloubu, a to i navzdory tomu, že u nich byla současně zaznamenána nižší svalová síla GMed (na rozdíl od skupiny současně trpící ITBS, jež snížení svalové síly nevykazovala) (Foch et al., 2014). Baker et al. (2018) dále ozřejmil, že u běžců se současným ITBS se míra addukce kyčelního kloubu v průběhu třicetiminutového vyčerpávajícího běhu prohlubuje (v porovnání se zdravými běžci), a to navzdory neměnicí se aktivitě GMed. Foch et al. (2020) aktivitu GMed hodnotil v porovnání zdravých a v minulosti ITBS trpících běžkyň, přičemž došel k závěru, že se jeho aktivita mezi výzkumnými skupinami neliší ani nemění v průběhu třicetiminutového vyčerpávajícího běhu. Předpokládá proto, že snížení míry addukce kyčelního kloubu u žen v minulosti trpících ITBS je tak dosaženo jiným mechanismem než kompenzačním zvýšením aktivity GMed.

Autoři tedy rozdílnou míru addukce napříč výzkumnými skupinami (zdraví, v minulosti ITBS trpící, současně ITBS trpící jedinci) vysvětlují zatím pouze hypoteticky. U některých jedinců snížená míra addukce kyčelního kloubu v iniciálním kontaktu a během stojné fáze krokového cyklu tak může být získaný kompenzační mechanismus limitující zatížení ITB a tím i kompresi a nociceptivní iritaci pod ním se nacházejících měkkých tkání (Foch a Milnerová, 2014). S tímto je v souladu dokumentovaná snížená aktivita TFL, jejímž důsledkem má být také snížení napětí ITB (Friede et al., 2020). Další příčinou může být fakt, že jedinci v minulosti trpící ITBS podstoupili konzervativní terapii, která se typicky zaměřuje na snížení míry addukce kyčelního kloubu. Tito jedinci mají následně natrénovaný a přetrvávající kompenzační

mechanismus, od kterého se odvíjí oproti zdravým nebo současně postiženým jedincům odlišná běžecká mechanika (Louw a Deary, 2014). Dále se může uplatňovat hypotéza, že jedinci v minulosti trpící zraněním z přetížení mají nižší pohybovou variabilitu (Blyton et al, 2023).

Závěrem tak lze konstatovat, že navzdory nejednoznačné, leč vzrůstající evidenci v otázce mechanismu vzniku ITBS se všeobecně předpokládá model, ve kterém neuromuskulární dysfunkce v oblasti kyčelního kloubu způsobuje excesivní femorální drift ve frontální a transverzální rovině, resp. zvýšenou addukci kyčelního a vnitřní rotaci kolenního kloubu. Důsledkem toho během iniciálního kontaktu a opěrné fáze krokového cyklu vzrůstá zatížení a tím i napětí ITB, které při 20–30° flexi kolenního kloubu, tzv. impingement zóně, způsobuje kompresi měkkých tkání v oblasti ELF (Geisler, 2021).

### **2.2.5 Stanovení diagnózy ITBS, diferenciální diagnostika bolesti laterálního aspektu kolenního kloubu**

Diagnózu syndromu iliotibiálního traktu lze zpravidla stanovit na podkladě důkladné anamnézy, zahrnující mimo jiné informaci o tréninkovém objemu a bolesti ve vztahu k provokující pohybové aktivitě. Zde pacient obvykle uvádí tréninkovou chybu ve smyslu náhlého nárůstu objemu běhu (zvýšení počtu kilometrů/mil za dané období), běhání z kopce nebo na nakloněném povrchu. Taková aktivita vyvolává lokální ostrou bolest nebo pálení v regionu ELF, zpravidla po chvíli jejího provozování, přičemž doba, po které se symptomy objeví, může být hodnotícím kritériem jak progresu syndromu, tak rehabilitace (Geisler, 2021).

V rámci diferenciální diagnostiky je následně nutno zohlednit další možné příčiny bolesti laterálního aspektu kolenního kloubu: lézi laterálního menisku (ruptura, cysta, degenerativní změny), lézi laterálních kolaterálních ligament kolenního kloubu, patellofemorální bolestivý syndrom a patellární instabilitu, osteoartrózu laterálního kompartmentu kolenního kloubu, syndrom excesivního laterálního tlaku, tendinopatii BF femoris, lézi tibiofibulárního kloubu, zranění posterolaterálního rohu kolenního kloubu, synovitidu kolenního kloubu, přenesenou bolest z bederní páteře, lézi *n. peroneus communis*, *morbus Perthes* (Hutchinson, 2017).

#### **2.2.5.1 Klinické vyšetření**

Současná doporučení pro klinické vyšetření při suspektním ITBS zahrnují, v návaznosti na anamnézu, specifickou palpaci v oblasti ELF a pozitivní Nobleův test (palpace a manuální komprese v oblasti ELF v kombinaci s pasivní a/nebo aktivní extenzí kolenního kloubu provokuje známou bolest v této oblasti [Physiotutors, c2022]). V souladu s předpokládanou patogenezí ITBS by měla být vyšetřena a zhodnocena svalová funkce v oblasti kyčelního kloubu a dále v pohybovém, příp. myofasciálním řetězci. Zde se vyšetření zaměřuje na zvýšení aspekčně patrného valgózně-rotačního femorálního driftu ve 20–30° flexi kolenního kloubu a sešikmení pánve při zatížení DK ve fázi jedné opory (vestoje na jedné dolní končetině, v podřepu na jedné DK v nároku na/ze stepu), jehož důsledkem má být rozšířená tzv. impingement zóna; nedostatečnou sílu, silovou vytrvalost a koordinaci svalů kyčelního kloubu; excesivní dynamický nebo statický *pes planus*, resp. hyperpronace. Tyto parametry mají být vyšetřeny jak v komplexních pohybových aktivitách, tedy běhu, resp. jiné bolest provokující pohybové aktivitě (cyklistika, veslování aj.), tak izolovaně prostřednictvím manuálního svalového testu nebo dynamometrie svalů kyčelního kloubu. Svalové testování by mělo zahrnovat vícero opakování ve snaze generovat únavu a reprodukovat tak symptomy (Geisler, 2021).

## 2.3 Biomechanické aspekty běhu

Mechanismus akutních zranění i zranění z přetížení (*repetitive strain/stress injury*, dále RSI) lze asociovat s hypotetickou suboptimální biomechanikou daného pohybového segmentu, resp. pohybového stereotypu. Stav optima, resp. teoretické klinicky asymptomatické, fyziologické normy, je v průběhu života nekonstantní, interindividuálně a kontextuálně odlišný a multifaktoriálně podmíněný. Popisovaná biomechanika běhu tak pouze vyznačuje rámec, od kterého se při jeho analýze pro diagnostické a terapeutické účely lze odvíjet, a to s cílem modifikace sil působících na pohybový aparát a jeho jednotlivé segmenty, resp. tkáně (Barton, Collins a Crossley, 2017; Hunter, 1998).

V následující kapitole pojednávající o biomechanice běhu budou synteticky projednány jeho spatiotemporální, kinematické, kinetické a neuromuskulární parametry. Za „optimální“ běžecký styl zde bude považován takový, jehož parametry lze spojit s maximální ekonomikou běhu, umožňující co možná nejefektivněji dosaženou dopřednou změnu polohy těžiště v prostoru (van Oeveren et al., 2021).

V momentu, kdy jsou parametry určitých spatiotemporálních, kinematických, kinetických a neuromuskulárních proměnných narušeny, může dojít k potenciálnímu snížení efektivity, resp. ekonomiky běhu a dle některých autorů ke zvýšení rizika rozvoje RRI (Mousavi et al., 2019); naopak zvýšení ekonomiky běhu prostřednictvím preventivních intervencí (např. RGR) modulujících parametry konkrétních biomechanických proměnných, s následným snížením zatížení určitých pohybových segmentů, může toto riziko snížit (Šuc et al., 2022; Shubert et al., 2014; Lenhart et al., 2014, Willson et al., 2014, Heidersheit et al., 2011). Současná evidence ale není v tomto názoru konzistentní. Přímá vazba konkrétních biomechanických faktorů a RSI tedy čeká na objasnění (Ceyssens et al., 2019; Brindle et al., 2020).

### 2.3.1 Spatiotemporální parametry běhu

Mezi spatiotemporální proměnné běhu řadíme frekvenci kroku (dále SF, *step frequency*), délku kroku (dále SL, *step length*), dobu stoje/opory ( $t_{\text{stance}}$ ), letové fáze ( $t_{\text{flight}}$ ) a kompletního krokového cyklu ( $t_{\text{stride}}$ ) a vertikální posun (dále VD, *vertical displacement*). Tyto relativně snadno měřitelné a analyzovatelné proměnné umožňují

predikovat trajektorii těžiště (dále BCoM, *body centre of mass*) v čase a prostoru, která je zároveň výsledkem reakčních sil od podložky (dále GRF, *ground reaction forces*), jejichž orientaci a velikost udávají momenty sil DKK a trupu – spatiotemporální parametry, kinetické i kinematické proměnné DKK a trupu a neuromuskulární aspekty jsou tedy mechanicky provázány a mohou být použity pro charakteristiku běžeckého stylu, resp. techniky běhu, která determinuje nároky vyvíjené na pohybový aparát (van Oeveren et al., 2021).

### 2.3.1.1 Frekvence a délka kroku

Frekvence kroku se napříč rychlostmi běhu liší, zároveň ji ale lze regulovat bez modifikace rychlosti, a to prostřednictvím změny délky kroku – rychlost je tedy produktem SF a SL, resp. jejich poměrem (*SL/SF ratio*). Z výpočetního vztahu pro SF [ $SF = 60 / (t_{stance} + t_{flight})$ ] je patrné, že na ni má přímý vliv  $t_{stance}$  a  $t_{flight}$ , na kterých se odráží jakákoliv změna velikosti nebo orientace GRF. Lze očekávat, že se změna většiny parametrů přímo nebo nepřímo promítne do *SL/SF ratio* (van Oeveren et al., 2021).

*SL/SF ratio* reprezentuje podíl práce vynaložené na pohyb končetin (vnitřní práce) a práce vynaložené na změnu polohy BCoM v prostoru. Tento poměr je nekonstantní a odvíjí se od rychlosti běhu: v rychlostech do 20 km/h je hlavní strategií pro zvýšení rychlosti prodloužení kroku ( $\uparrow SL$ ), dané především vysokou koncentrickou aktivitou plantárních flexorů (van Oeveren et al. 2021), které by v produkci propulzní síly měly hrát primární roli (Öunpuu, 1990); v rychlostech nad 20 km/h je rychlost dále zvyšována nárůstem SF, k čemuž dochází prostřednictvím většího zapojení muskulatury proximálních pohybových segmentů – kyčelního kloubu a pánve (van Oeveren et al., 2021). Ze změny poměru *SL/SF ratio* lze usuzovat na individuální limity a přednosti: z předčasného zvýšení SF na insuficienci svalové síly plantárních flexorů (van Oeveren et al., 2021), příp. na neefektivitu *stretch shortening cycle* (SSC), resp. přeměny uložené elastické energie tkání pohybového aparátu na vertikální složku reakční síly od podložky (Sasaki a Neptune, 2006). V tom případě je k progresi těžiště v prostoru využívána primárně síla generovaná mohutným svalstvem kyčelních kloubů, což kompromituje ekonomiku běhu (van Oeveren et al., 2021). Vztáhneme-li tento jev k etiopatogenezi ITBS, tak převažující koncentrická aktivita svalů kyčelního kloubu (GMax) v propulzi může provokovat tendenci kyčelního kloubu setrvávat v extenčním,



addukčním a zevně rotačním postavení nedovolujícím optimální absorpci GRF v následujícím FS, a zapříčinit tak rozvoj symptomů ITBS. Z opačného úhlu pohledu ale lze zvýšenou aktivitu svalů kyčelního kloubu při zvýšení SF hodnotit jako pozitivní jev, v jehož přítomnosti může být optimalizací neuromuskulárních faktorů modifikovaná orientace, velikost sil působících v oblasti ELF (viz níže) (Chumanov et al., 2012) a tím i symptomy ITBS – toto činí z modulace SL/SF *ratio* v RGR využitelnou modifikovatelnou proměnnou.

Jelikož různí běžci v procesu energetické self-optimalizace běžeckého stylu („ladění“ běžecké techniky s cílem minimalizovat energetické nároky, potenciálně zvýšit výkon a zabránit zranění [Moore, 2013]) mohou adoptovat různé strategie dosažení stejného SL/SF *ratio* (krátký  $t_{\text{stance}}$  + dlouhý  $t_{\text{flight}}$  nebo dlouhý  $t_{\text{stance}}$  + krátký  $t_{\text{flight}}$ ), není tento poměr samotný dostačující k popisu běžeckého stylu.

#### 2.3.1.2 Doba stojné fáze

Jelikož produkce propulzních sil k dopřednému pohybu BCoM může probíhat pouze v kontaktu s podložkou, je  $t_{\text{stance}}$  vysoce relevantní komponentou popisu běžeckého stylu. V rozmezí 8–20 km/h se zvyšující se rychlostí dochází ke snižování  $t_{\text{stance}}$  s důsledkem komprese křivky GRF podél horizontální osy grafu představující čas – pro zachování impulzu síly dostačujícího k setrvávání v dané rychlosti musí dojít ke zvýšení amplitudy reakčních sil, které je potenciálně neekonomické, jelikož vyžaduje intenzivnější svalovou aktivitu vyžadovanou k pohybům s větší exkurzí a ke stabilizaci polohy těla v opěrné fázi (Moore, 2013). Limitujícím faktorem rychlosti běhu tak není maximální síla, kterou je běžec schopen vynaložit v kontaktu s podložkou, ale schopnost tyto síly produkovat během krátkého  $t_{\text{stance}}$ , a to zejm. ve vysokých sprinterských rychlostech > 25 km/h. Až ve vysokých rychlostech je zároveň patrný rozdíl mezi zkušenými a nezkušenými běžci, kdy druzí postrádají schopnost generovat vysoké brzděné a propulzní síly v omezeném času (van Oeveren et al., 2021).

#### 2.3.1.3 Doba letové fáze

Časová proměnná  $t_{\text{flight}}$  a její interindividuální rozdíly v závislosti na výkonnostní úrovni, zkušenosti, pohlaví a věku běžce (vysoká výkonnostní úroveň, zkušenost, mužské pohlaví a nižší věk se pojí s delším  $t_{\text{flight}}$ ) indikují, že tato proměnná může poskytnout množství informací o běžeckém stylu. Dlouhý  $t_{\text{flight}}$ , kterého je dosaženo

především při konstantních, vysokých rychlostech, dává více času k přesunu končetin v prostoru, čímž snižuje k tomu potřebnou vnitřní práci a potenciálně ekonomizuje běžecký styl. Je-li přitom dosažena dostatečná flexe kolenního kloubu, usnadňující přenos švihové DK a její retrakci (viz níže), jsou splněny podmínky pro jeho efektivitu přispívající k propulzi. Současně, jelikož k zahájení letové fáze je nutné překonat síly potřebné k nesení tělesné hmotnosti, reflektuje  $t_{flight}$  na schopnost běžce generovat tyto síly během relativně krátkého  $t_{stance}$ . Díky závislosti  $t_{flight}$  na úhlu odrazu z něj lze dále získat informace o horizontálním i vertikálním posunu BCoM v prostoru (van Oeveren et al., 2021).

#### 2.3.1.4 Vertikální oscilace těžiště

Vertikální posun BCoM v rámci jednoho krokového cyklu (*vertical displacement of the step*, dále  $VD_{step}$ ) se odvíjí od mnohých proměnných, v důsledku čehož je interpretace jeho parametrů komplikovaná (Adams et al., 2018).  $VD_{step}$  reflektuje na kumulativně nastřádaný vertikální posun těžiště v prostoru v rámci běhu; schopnost reutilizace potenciální a kinetické energie získané při letové fázi a přistání; schopnost přeměny elastické energie uložené během dopadu švihové DK a tedy brzdné fáze spojené s excentrickou svalovou aktivitou a její navrácení během koncentrické, propulzní fáze aj. (van Oeveren et al, 2021, Moore, 2013)

Vertikální oscilaci BCoM během krokového cyklu je pro její asymetrii ve vztahu k rovnovážnému bodu nutné rozdělit na  $VD_{stance}$  a  $VD_{flight}$ , jejichž rychlostně závislý poměr poskytuje vhled do schopnosti využití elastických vlastností tkání při SSC (van Oeveren et al., 2021).

Jelikož jsou síly, které udávají  $VD_{flight}$ , generované během stojné fáze, lze hodnotit efekt různých mechanismů na  $VD_{stance}$  v rámci tzv. *spring-mass* modelu s důsledky i pro  $VD_{flight}$ . Mezi tyto mechanismy patří model obráceného kyvadla (*inverted pendulum model*), model vertikální pružiny (*vertical spring model*), SLIP model (*spring loaded inverted pendulum*) aj., jejichž význam pro zatížení působící v běhu bude nastíněn.

V modelu obráceného kyvadla dosahuje v *midstance*  $VD_{stance}$  v běhu minima díky pružinovému efektu (*vertical spring model*). Pro dlouhý  $t_{stance}$ , asociovaný s pomalejším a méně ekonomickým během, je obvyklý iniciální kontakt patou (tzv. *heel*

*strike / rearfoot strike*, dále RFS) a následný kompletní odval nohy až k palci, spojený s plným pronačním mechanismem disipace energie (Dugan a Bhat, 2005), který zvyšuje komplianci dolní končetiny a mohl by tím být spojen s nižším  $VD_{stance}$ . Vyšší kompliance ve významu vyšší flexibility by potenciálně kompromitovala efektivitu SSC a ekonomiku běhu (Moore, 2013); zvýšení kompliance nohy může resultovat v hyperpronaci, resp. ve zvýšení subtalární everze, již někteří autoři považují za distální rizikový faktor pro rozvoj ITBS. Pro běh lze tedy pohyb BCoM po vertikální ose elementárně znázornit prostřednictvím SLIP modelu, spojujícího mechanismus obráceného kyvadla a vertikální pružiny, jež zohledňuje v dopadu a odrazu rozdílnou vertikální tuhost, resp. tuhost dolní končetiny a kloubní tuhost, která je variabilní v závislosti na rychlosti běhu (Cavagna, 2006). Výsledkem asymetrie těchto úhlů je nižší poloha BCoM v momentě odrazu, což může indikovat na v maximální míře realizovanou excentrickou fázi SSC, resp. plnou kompresi pružiny DK, kdy je snížení BCoM dané trojflexí stojné, posléze odrazové DK. Dalším důvodem rozdílného úhlu dopadu a odrazu je retrakce švihové DK, která ovlivňuje výšku BCoM ve chvíli jejího iniciálního kontaktu, a tedy i výšku BCoM v momentě odrazu končetiny druhé, dále dobu  $t_{stance}$  a související tuhost končetiny (van Oeveren et al., 2021).

Hloučení efektu vícero zmíněných mechanismů na  $VD_{step}$  komplikuje jejich interpretaci. Další vhléd do této proměnné poskytuje porozumění vertikální tuhosti pružiny, kterou představuje DK (van Oeveren et al., 2021).

#### 2.3.1.5 Tuhost

Vertikální tuhost ( $K_{vert}$ ) a tuhost dolní končetiny ( $K_{leg}$ ) odlišují efektivitu běhu v porovnání s chůzí, jelikož determinují schopnost využít elastických vlastností muskulotendinózního aparátu a snížit tak nároky na svalovou aktivitu. Dále lze hodnotit kloubní tuhost ( $K_{joint}$ ), jež vzrůstá prostřednictvím koaktivace svalových skupin daného pohybového segmentu, sloužící primárně k jeho dynamické stabilizaci (van Oeveren et al., 2021; Cavagna, 2006; Struzik et al., 2021).

Ve vztahu k ITBS je tuhost významným biomechanickým faktorem: veškeré její složky, ( $K_{vert}$ ,  $K_{leg}$ ,  $K_{joint}$ ) udávající celkovou  $K$ , totiž mimo jiné ovlivňují velikost a orientaci kompresivních sil působících v oblasti ELF, a tedy i to, zda dojde k provokaci symptomů.

Stranou od vnímání K jako potenciálního biomechanického rizikového faktoru ITBS, tato proměnná je komplexně provázána s množstvím spatiotemporálních, kinetických, kinematických i neuromuskulárních parametrů, přičemž jejich vliv na výslednou hodnotu K je kontextuálně proměnlivý a mnohé z nich na něj mohou mít protikladný efekt v závislosti na rychlosti běhu, běžeckém stylu/technice apod. – to značně komplikuje její analýzu. Tato provázanost je současně důležitá pro hodnocení K a popisu elastických vlastností měkkých tkání, protože jejich objektivizace měřením je *in vivo* a v pohybu komplikovaná (van Oeveren et al., 2021). Souvislosti mezi různými typy biomechanických proměnných a K a rizikovými faktory pro rozvoj ITBS bude nastíněna dále.

Vysoké hodnoty spatiotemporálního parametru  $t_{stance}$  (typického pro RFS), resp. vysoké hodnoty *duty factor* (podíl  $t_{stance}$  na  $t_{stride}$ , dále DF), mají za následek velkou exkurzi obráceného kyvadla a při konstantním impulzu síly i nižší GRF a nižší  $VD_{stance}$ . Důsledkem tohoto je redukce  $VD_{flight}$  a  $t_{flight}$ , obojí spojené se snížením ekonomiky běhu – tímto tvrzením ztrácí často doporučované snižování vertikálních výchylek těžiště v běhu opodstatnění. Vztáhneme-li k těmto parametrům tuhost pružiny DK  $K_{leg}$ , tak při její kompresi během *foot strike* (iniciální kontakt, dále FS) a první části opěrné fáze krokového cyklu, jež bude po uvolnění elastické energie generovat dostatečnou propulzní sílu pro letovou fázi,  $VD_{stance}$  vzrůstá a  $t_{stance}$  se zkracuje. Se vzrůstající  $K_{leg}$  jsou pro dosažení stejné míry deformace potřeba vyšší hodnoty  $GRF_{vert}$ , k jejichž generování je nutný dostatečný  $VD_{stance}$  (van Oeveren et al., 2021).

Toho lze dosáhnout optimalizací mechanismu absorpce GRF během FS a v opěrné fázi prostřednictvím trojflexe DK, resp. v oblasti kyčelního kloubu flexí a vnitřní rotací umožněnou excentrickou kontrakcí GMax v dostatečném ROM bez nutnosti kompenzace excesivní addukcí s kontralaterálním sešikmením pánve. Toto dovolí akumulaci dostatečného množství elastické energie a sníží nároky na koncentrickou svalovou aktivitu GMax v propulzi, ze které pramení extenze, addukce a zevní rotace kyčelního kloubu, resp. retroverze ipsilaterální poloviny pánve, sešikmení a posteriorní rotace kontralaterální poloviny pánve – obojí potenciálně zvyšující napětí ITB a kompresi tukového tělesa (Teutachi et al., 2016). Tento a mnohé další neuromuskulární faktory i v oblasti kolenního a hlezenního kloubu a nohy jsou

prostředkem k regulaci efektivní délky DK, od které se odvíjí  $K_{\text{vert}}$  (van Oeveren et al., 2021).

Efektivní délku DK představuje úhlové nastavení pohybových segmentů DK, které není dáno čistě neuromuskulárními faktory, ale i spatiotemporálními parametry.  $K_{\text{vert}}$  je tedy proměnlivá v závislosti na rychlosti běhu a SF, které určují úhel dopadu DK, resp. i formu FS (kterou lze vnímat jako rychlostně vázané kontinuum [Goom, 2015]) (van Oeveren et al., 2021), zatížení jednotlivých kloubů DK (Heidersheit et al., 2011) a svalovou aktivitu v oblasti kyčelního a kolenního kloubu (Chumanov et al., 2012) (tuhost svalu je závislá na jím produkované síle, resp. napětí generovaném aktivací motorických jednotek daného svalu, na typu kontrakce nebo na míře protažení [Struzik et al., 2021]).

## 2.3.2 Kinematika končetin a trupu

### 2.3.2.1 Konfigurace dolních končetin

Poloha CoP (*Centre of Pressure*) vůči BCoM, resp. vzdálenost těchto bodů, determinovaná úhlovým nastavením kyčelního, kolenního, hlezenního kloubu a nohy, udává vliv vektoru GRF na trajektorii BCoM.

*Overstriding*, tedy dopad končetiny příliš ventrálně vůči BCoM ústí ve vyšší brzdný impulz, který bude za účelem zachování rychlosti vyžadovat kompenzačně vyšší propulzní impulz, resp. zvýšení propulzní síly nebo prodloužení doby působení impulzu síly. Důsledkem tohoto typu došlapu současně vzniká dlouhé rameno momentu GRF kolenního kloubu, jež ho tlačí do hyperextenze, a které vyžaduje vyšší kompenzační flexorové momenty. Dále, v momentu, kdy je působíště sil situováno dorzálně za osou hlezenního kloubu, vzniká významné excentrické zatížení dorzálních flexorů nohy, což může při nepřiměřené zátěži predisponovat k rozvoji MTSS (Lieberman et al. 2010, 2015; van Oeveren et al, 2021), který je jedním z běžeckých zranění z přetížení, jež pozitivně reagují na terapii prostřednictvím RGR (Zimmermann et al., 2017).

Ve vyšších rychlostech dochází k prodloužení kroku, a to prostřednictvím prodloužení  $t_{\text{flight}}$ , čehož je dosaženo zpravidla zvýšením flexe v kyčelním kloubu švihové DK (jež vytváří předpětí hamstringů a posléze umožňuje efektivní retrakci švihové DK), nikoliv extenzí kolenního kloubu, jako tomu je v případě *overstriding* (Lieberman et al., 2015).

Retrakce švihové DK (tzv. posteriorní rotace DK vůči pánvi) před iniciálním kontaktem způsobuje menší horizontální vzdálenost CoP od BCoM, v souvislosti s čímž je DK orientována v době došlapu více normálově vůči zemi (přičemž splývá osa GRF s osou DK, což je spojováno s větší ekonomikou běhu [Moore, 2016]) (Lieberman et al., 2015; van Oeveren et al., 2021). Maximální retrakce DK lze dosáhnout primárně na rovném, předvídatelném terénu – normálově vůči zemi orientovaná DK umožní dopad na přednoží (dále FFS, *forefoot strike*), spojený s vyšší  $K_{\text{vert}}$ , kratším  $t_{\text{stance}}$  a posléze vyšší rychlostí běhu. V momentu, kdy se na běžecké trase vyskytují nerovnosti, musí být uplatněn mechanismus tzv. *disturbance rejection*, jenž představuje schopnost udržet danou trajektorii běhu navzdory působení nečekaných zevních sil (Karssen et al., 2011).

Mezi kinematické komponenty *disturbance rejection* lze zařadit míru flexe kolenního kloubu ve chvíli iniciálního kontaktu, která je ve vztahu s mírou flexe kyčelního kloubu a souvisí s horizontální vzdáleností kontaktní plochy od průmětu BCoM a modulací efektivní délky DK a tím  $K_{\text{vert}}$ . Svaly kolenního kloubu prostřednictvím pasivního předpětí a excentrické kontrakce poskytují až trojnásobný potenciál k disipaci GRF v porovnání s plantárními flexory (Öunpuu, 1990), což je v souladu s tvrzením, že tuhost kolenního kloubu (vyšší než tuhost hlezenního kloubu) je spojena s větší ekonomikou běžeckého stylu (Struzik et al., 2021). Větší míra flexe kolenního kloubu v iniciálním kontaktu se pojí s jeho maximální flexí v *midstance* a společně se sdruženou vnitřní rotací tibie a pronací nohy jakožto mechanismu disipace sil v impaktu (Dugan Bhat, 2005) ji lze považovat za mechanismus vylepšující *disturbance rejection* (van Oeveren et al., 2021).

Ve vztahu k flexi kolenního kloubu je klíčová v kinematickém řetězci distálně navazující pronace nohy, vznikající při jejím axiálním zatížení, a která mění konfiguraci transverzálního tarzálního kloubu. Změna konfigurace pohybových segmentů nohy (subtalárního a transverzálního tarzálního kloubu) zvyšuje její komplianci a umožňuje uchopení terénu, zároveň akutní snížení tuhosti potenciálně kompromituje využití elastických vlastností měkkých tkání. Jelikož je disipace sil zprostředkovávána excentrickou kontrakcí v celém kinematickém řetězci (GMed limituje kontralaterální sešikmení pánve a ipsilaterální addukci kyčelního kloubu, GMax a ostatní zevní rotátory vnitřní rotaci kyčelního kloubu, *m. rectus femoris* [dále RF] flexi kolenního

kloubu, *mm. gastrocnemii* a *m. soleus* dorzální flexi hlezenního kloubu, *m. tibialis posterior* excesivní pronaci nohy apod.), tak v něm naopak dochází k celkovému vzrůstu napětí, resp. tuhosti DK.  $K_{vert}$ , klíčová pro efektivitu běžeckého stylu, tak není kompromitovaná díky modulaci efektivní délky DK, se kterou se mění tuhost DK i jejích jednotlivých pohybových segmentů daná neuromuskulární koordinací (Struzik et al., 2021; van Oeveren et al., 2021; Barton, Collins a Crossley, 2017; Dugan a Bhat, 2005).

V kapitole pojednávající o konfiguraci DK v iniciálním kontaktu nelze opomenout formu FS, který je v literatuře často skloňovaným a kontroverzním tématem, obzvláště ve vztahu k prevenci zranění, jelikož jeho modulace (přechod od RFS k FFS) má mít vliv na distribuci zatížení jednotlivých pohybových segmentů – při RFS větší zatížení kyčelního a kolenního kloubu, při FFS větší zatížení hlezenního kloubu a nohy (Stearne et al., 2014).

Jelikož je konfigurace nohy a hlezenního kloubu v momentu iniciálního kontaktu daná proximálně probíhajícími kinematickými událostmi (mírou flexe kyčelního a kolenního kloubu a retrakcí DK determinující vzdálenost průmětu BCoM a CoP při iniciálním kontaktu a orientující bérec a nohu vůči povrchu) je FS (i s ohledem na to, že neuromuskulární koordinace v otevřeném kinematickém řetězci probíhá proximodistálně), důsledkem retrakce švihové DK (Lieberman et al., 2015; van Oeveren et al. 2021).

Forrester a Townend (2015) rozlišili s ohledem na formu FS a jeho proměnlivost v závislosti na rychlosti běhu tři skupiny běžců: běžce zachovávající RFS i při zvýšení rychlosti dosažené zvýšením SL a  $t_{stance}$ ; běžce, kteří se zvyšující se rychlostí přecházejí od RFS k FFS; běžce s konzistentním FFS zvyšující rychlost zvýšením SF. Výše byly zmíněny potenciální výhody FFS oproti RFS ve vztahu jak k rychlosti, tak ekonomice běhu, je ale nutné zohlednit, že přechod od RFS k FFS jakožto k potenciálně ekonomičtějšímu a efektivnějšímu běžeckému stylu by mohl vést k akutnímu přetížení a posléze zranění lýtky, nohy, hlezenního kloubu aj. Při změně techniky běhu ve vztahu k prevenci zranění, zvýšení ekonomiky běhu apod. je tak praktičtější (příp. bezpečnější) sekundární modulace FS skrze změnu určitých spatiotemporálních parametrů (Goom, 2015).

Jelikož je FS proměnlivý v závislosti na SF a SL, lze se postupnou modulací těchto spatiotemporálních parametrů pohybovat po kontinuu, jehož extrémy představují RFS a FFS, čímž lze progresivně snižovat zatížení jednoho pohybového segmentu (kolenního kloubu) graduálním zatěžováním druhého (hlezenního kloubu a nohy) (Goom, 2015).

Výše zmíněné faktory tedy dokládají, jak je  $t_{\text{stance}}$  geometricky propojen s konfigurací DK v průběhu krokového cyklu a se zatížením určitých pohybových segmentů. Jelikož se při dané SF  $t_{\text{flight}}$  mění proporcionálně vůči  $t_{\text{stance}}$ , lze předpokládat, že z poměru  $t_{\text{stance}}/t_{\text{flight}}$ , resp. DF, SF a rychlosti, lze usuzovat zpětně na konfiguraci DK a neuromuskulární aktivitu v běhu (van Oeveren et al., 2021).

### 2.3.2.2 Propulzní mechanismy a flekčně-etenční pohyby trupu

Flexe trupu dosahuje maxima při *midstance*, resp. *foot-flat*, během kterého maxima dosahuje i trojflexe DK, čímž se celkově zvyšuje inklinace těla. V důsledku toho jsou primárně vertikálně orientované GRF (s ohledem na konfiguraci DK v iniciálním kontaktu, související s mírou retrakce DK v terminální švihové fázi) reorientovány horizontálně, tedy vpřed. Tímto je ukončena absorpční fáze krokového cyklu, ve které se nachází pro rozvoj ITBS předpokládané rizikové faktory. Zahájení supinace nohy, inverze zánoží a addukce přednoží pojící se se zevní rotací tibie, femuru i pánve při počínající trojitě extenzi DK iniciuje propulzní fázi krokového cyklu (van Oeveren et al, 2021, Dugan a Bhat, 2005).

S pokračující supinací nohy dochází ke konverzi os pohybu transverzálního tarzálního kloubu, čímž dochází k uzamčení středonoží a zvýšení rigidity nohy, podpořené tzv. *windlass* mechanismem při extenzi MTPJ, a aktivitou vlastních svalů nohy. To umožňuje, aby sloužila jako pevný opěrný bod pro přenos propulzní síly do podložky, resp. odtlačení (*push-off*). Současně progreduje zevní rotace opěrné DK v kyčelním kloubu a flexe kolenního kloubu důsledkem kontrakce hamstringů. Akcelerace stojné DK je daná plantární flexí hlezenního kloubu při aktivitě svalového komplexu *mm. gastrocnemii* a *m. soleus* – plantární flexe v hlezenním kloubu je hlavním generátorem propulzní síly, jež generuje trojnásobně, resp. dvojnásobně větší sílu než kolenní a kyčelní kloub. V souvislosti s ITBS a potenciálním vlivem svalové únavy v oblasti kyčelního kloubu je strategie, jež k propulzi využívá predominantně



plantární flexory, protektivní vůči rozvoji bolesti při ELF. Konečný impulz k přechodu do letové fáze, resp. do švihové fáze příslušné DK, je daný extenzí kyčelního a kolenního kloubu, které vytváří aktivita proximální porce hamstringů a kontrakce RF (Õunpuu, 1990; Dugan a Bhat, 2005; Barton, Collins a Crossley, 2017). Pokud jsou tyto mechanismy propulze, dané aktivitou DK, nedostatečné, tak se během *toe-off* zvyšuje míra extenze trupu na straně odrazové DK a flexe trupu na straně švihové DK – flekčně-extenční souhyby trupu tak již neslouží pouze k ovlivnění kontinuity GRF, ale kompenzují insuficienci výše zmíněných propulzních mechanismů DK (van Oeveren et al., 2021; Barton, Collins a Crossley, 2017; Dugan a Bhat, 2005).

### 2.3.2.3 Torze těla a švihová práce horních končetin

Torze těla, resp. kontralaterální reciproční rotace horní a dolní poloviny těla vzniká za účelem dosažení rovnováhy momentů hybnosti v prevenci rotace celého těla a následné nepřímé trajektorie běhu (van Oeveren et al., 2021).

Se zvyšující se exkurzí pohybů DK ve vyšších rychlostech tak vzniká nutnost kompenzace momentů hybnosti horní polovinou těla, což je doprovázeno švihovou prací horních končetin – ta přispívá při pohybu končetiny dolů k vertikální složce GRF, čímž redukuje energetické nároky běhu. Dostatečná rotace horní poloviny těla a švihová práce paží dále přispívá k laterální stabilitě kroku i při v běhu zúžené opěrné bázi (Arellano a Kram, 2011) a potenciálně snižuje silové nároky na laterální korzet pánve, jehož práce ovlivňuje napětí ITB.

Ve chvíli insuficience rotability horní poloviny těla vůči dolní jsou celotělové rotace a vznikající tzv. volné momenty hybnosti disipovány přenosem na tkáň jiného určení: přenosem pasivními tkáněmi na vazivový aparát kolenního kloubu, příp. do úrovně holenní kosti; dále zvyšováním nároků na rotátory kyčelního kloubu, jež tímto mohou být predisponovány k přetížení s následnou dysfunkcí (van Oeveren et al., 2021). Toto je ve vztahu k ITBS významné, protože díky fasciálním souvislostem je ITB jedním z převodníků sil mezi horní a dolní polovinou těla, a protože tento syndrom je spojován s insuficiencí právě výše zmíněných svalových skupin (Balachandar et al., 2019).

### 2.3.2.4 Švihová práce dolních končetin

Jeden z mechanismů zvýšení ekonomiky běhu je uložení kinetické energie švihové DK do jejich elastických struktur – prakticky je to realizované prostřednictvím vysoké míry flexe kyčelního a kolenního kloubu. Flexe kyčelního kloubu vytváří protažením hamstringů předpětí jejich extenzorové porce, což podporuje následnou retrakci švihové DK. Díky maximální flexi kolenního kloubu je v pozdní švihové fázi vysoká rychlost jeho extenze, při níž hamstringy absorbují kinetickou energii a dosáhnou těsně před iniciálním kontaktem maximálního napětí svým pasivním protažením i excentrickou kontrakcí – jejich vysoké napětí v kombinaci s aktivitou *m. quadriceps femoris* vytváří kokontrakci, která stabilizuje kolenní kloub a současně zvyšuje kloubní tuhost a vytváří podmínky pro účinnou *shock absorption*. Efektivní retrakce DK, počátečně stimulovaná vysokou flexí kyčelního kloubu, nyní dále zvyšuje napětí a tedy tuhost DK před iniciálním kontaktem koncentrickou kontrakcí hamstringů při extenzi v kyčelním kloubu (van Oeveren et al., 2021; Barton, Collins a Crossley, 2017; Dugan a Bhat, 2005).

Druhý mechanismus, kterým vysoká míra flexe kolenního kloubu přispívá k efektivitě krokového cyklu, je snížení momentu setrvačnosti švihové končetiny, která může být flexory kyčelního kloubu (primárně *m. iliopsoas*, RF) při jeho současné abdukci, limitované excentrickou aktivitou adduktorů, a zevní rotaci rychle přenesena. Rychlost švihu recipročně stimuluje zkrácení  $t_{\text{stance}}$  stojné DK. U běžců s vysokou SF, krátkým  $t_{\text{stance}}$  a vysokou rychlostí běhu lze tedy očekávat velkou míru flexe v kolenním kloubu, jež indikuje efektivní švihovou práci DK (van Oeveren et al., 2021).

## 2.4 Terapie ITBS

Bolest je primární důvod, kvůli kterému jedinec vyhledává zdravotní péči – jinak tomu není ani v případě ITBS, který je bolestivým RRI. Symptomy s ním spojené mohou narušovat participaci v ADL a možnost provozovat sportovní aktivity.

V terapii ITBS je primárně využíván konzervativní přístup, existuje však i množství aplikovatelných chirurgických přístupů. Mezi ně patří např. atroskopický debridement laterálního synoviálního recesu, prodloužení centrální části ITB jeho rozdělením na povrchovou a hlubokou vrstvu nebo longitudinální incíí a částečným uvolněním od jeho úponu na *tuberculum Gerdyi* aj. (Michels et al., 2009; Inoue et al., 2018; Walbron et al., 2018), jejichž využitím lze u jedince rezistentního vůči konzervativní terapii nebo u rekurentních případů dosáhnout návratu ke sportu v rozmezí mezi 81 % a 100 % (Bolia et al., 2020).

ITBS, jako většina muskuloskeletálních obtíží, vzniká na podkladě souhry vnitřních a zevních faktorů, které se konzervativní terapie snaží ovlivnit prostřednictvím multimodálního terapeutického přístupu (Friede et al. 2022, Nguyen et al., 2023). Důsledkem toho, že jsou nejenom v terapii, ale i v množství studií využívány komplexní multimodální terapeutické programy (Shamus a Shamus, 2015; Beers et al., 2008; Baker a Fredericson, 2016; Weckström a Söderström, 2016 aj.), se evaluace efektivity jednotlivých terapeutických technik stává komplikovanou (Friede et al., 2022; McKay et al., 2020).

Primárním cílem konzervativní terapie ITBS je management akutní bolesti a sterilního zánětu (zpravidla topická nebo systémová aplikace nesteroidních antirevmatik, režimová opatření ve smyslu modulace zátěže, resp. vyvarování se aktivit, jež bolest a zánět vyvolávají), který, ač nutný, nepředstavuje kauzální léčbu. V souladu s předpokladem kompresivní etiologie je za účelem dlouhodobě efektivní terapie klíčové zajistit detonizaci ITB a eliminaci rizikových faktorů. Pro tyto účely jsou nejčastěji využívány techniky měkkých tkání, strečink, posilování svalů kyčelního kloubu a následně postupný návrat k běhu, resp. *running retraining* (Friede et al., 2022). Kromě těchto klíčových modalit konzervativní léčby se v literatuře lze setkat s využitím adjuvantní terapie (ledování, ortézy, taping, výběr vhodné obuvi, podiatrické vyšetření, ovlivnění diskrepance délky DK aj.), fyzikální terapie (radiální rázová vlna,

elektrostimulace, ultrazvuk, fonoforéza, iontoforéza aj.), farmakoterapie (injekční aplikace kortikosteroidů, lidokainu; perorální analgetika, nesteroidní antirevmatika aj.) a edukace (Nguyen et al., 2023).

Následující podkapitoly se budou zabývat základními třemi terapeutickými přístupy, které jsou v dostupné literatuře uváděny a analyzovány nejfrekventovaněji – technikami měkkých tkání, posilováním a strečinkem – a následně metodou *running gait retraining*; a jelikož je množství studií ověřujících efektivitu jednotlivých modalit ve vztahu k ITBS omezené, bude zde prezentován v literatuře převažující narativ vznikající na podkladě expertních názorů, výsledků kombinovaných terapeutických programů a efektivit těchto modalit použitých v léčbě jiných syndromů, resp. zranění, popřípadě u zdravé populace.

#### **2.4.1 Techniky měkkých tkání, kloubní mobilizace a management akutní fáze**

Techniky měkkých tkání, resp. manuální nebo instrumentální myofasciální techniky, jsou jakožto pasivní terapeutické modalit primárně využívány v akutní fázi, kdy aktivní pohyb vyvolává zhoršení symptomů (Baker a Frederison, 2016; Friede et al., 2022). Tyto techniky mohou být prováděny fyzioterapeutem manuálně, příp. instrumentálně (např. myofasciální nože, baňky apod.), nebo prostřednictvím *foam-rollingu* v rámci autoterapie. Využívány jsou za účelem modulace svalového napětí a odstranění TrPs, fasciálních adhezí, resp. myofasciálních restrikcí, vznikajících akumulací jizevnaté tkáně, svalovým spasmem indukovaným ischemií s následnou energetickou krizí nebo důsledkem jiných patologických procesů (Friede et al., 2022; Behm a Wilke, 2019; Baker a Fredericson, 2016; Weckström a Söderström, 2016). Aplikovány jsou přímo na ITB a na svaly, které s ním anatomicky, příp. funkčně souvisejí (GMax, TFL, GMed, GMin, VL, BF) (Friede et al., 2022; Baker a Fredericson, 2016).

Myofasciální napětí má být těmito technikami modulováno prostřednictvím změny v tixotropních vlastnostech tkání, prokrvení oblasti a hydratace fascií, výsledkem čehož je změna tuhosti dané tkáně. Tato hypotéza je však rozporuplně podložena a jako mechanismus účinku zvýšení rozsahu pohybu a změny tuhosti tkání připadá v úvahu spíše globální efekt na neurofyziologickém podkladě: svalová relaxace, resp. snížení svalového tonu, může vznikat na podkladě stimulace Golgiho šlachových

tělisek zvýšením napětí myotendinózní junkce v tahu – tímto jsou ovlivněny spinální mechanismy řízení svalového tonu s důsledkem redukce frekvence aktivace MJ (motorické jednotky), a tedy i snížení svalového tonu; dále může aplikace tlaku stimulovat Ruffiniho a Paciniho tělíska – mechanoreceptory, jejichž podráždění vede k neurální modulaci spinální excitability a zvýšení *pain pressure threshold* (PPT) (Young, Spence a Behm, 2018; Behm a Wilke, 2019; Friede et al., 2022). Nehledě na mechanismus efektu však myofasciální techniky a jiné masážní techniky, příp. techniky měkkých tkání, poskytují krátkodobou symptomatickou úlevu od bolesti, a připravují tak pacienta na následující, převážně aktivní terapii (Friede et al., 2022).

Kromě manuálních nebo instrumentálních myofasciálních technik lze za účelem snížení bolesti a modulace sterilního zánětu využít radiální rázovou vlnu (Weckström a Söderström, 2016; Maghooi, Karshenas a Khosrawi, 2021), aplikaci suché jehly (Maghooi, Karshenas a Khosrawi, 2021) nebo techniky Mulligan konceptu – konkrétně *mobilization with movement* (MWM) a *auto-mobilization with movement* (auto-MVM) (Zemadanis a Betsos, 2017), jež byly shledány jako efektivní ve smyslu úlevy od bolesti akutní fáze (Miccio et al., 2021). Současně lze tuto fázi využít k edukaci pacienta ve věci vyvarování se předpokládaných biomechanických rizikových faktorů pro zvýšení napětí ITB – primárně valgózně-rotačního femorálního driftu ve stojné fázi krokového cyklu (Baker a Fredericson, 2016). Vědomí a autokorekce polohy pohybových segmentů mohou být využity v rámci progresivního silového tréninku a strečinku v dalších fázích terapeutického programu.

#### **2.4.2 Posilování svalů kyčelního kloubu**

Jedním z předpokládaných rizikových faktorů pro rozvoj ITBS je excesivní addukce kyčelního kloubu (Noehren et al., 2010; Teutachi et al., 2015, 2016; Foch et al., 2015), resp. valgózně-rotační femorální drift během FS a první části opěrné fáze krokového cyklu (Geisler, 2021), vznikající důsledkem insuficience svalové síly a neuromuskulární koordinace stabilizátorů pánve a kyčelního kloubu, na kterou má progresivní silový trénink svalů kyčelního kloubu cílit (Baker a Fredericson, 2016, McKay et al., 2020).

Efektivita silového tréninku svalů kyčelního kloubu u jedinců s ITBS byla jako izolovaná intervence ověřovaná v rámci studie provedené McKay et al. (2020).

Byla zde porovnávána efektivita strečinku, konvenčního posilování svalů kyčelního kloubu a experimentálního posilování svalů kyčelního kloubu, ve kterém byla progresse kromě počtu opakování daná i zvyšováním komplexnosti cviků, resp. nároků na koordinaci pohybu většího množství pohybových segmentů, zapojení vícero režimů svalové kontrakce (koncentrická, excentrická, izometrická) apod. Navzdory tomu, že mezi jednotlivými skupinami nebyly statisticky signifikantní rozdíly v efektivitě, je nutné zohlednit, že u experimentální skupiny silový trénink dosáhl zlepšení ve větším množství sledovaných kritérií a že nikdy nedosáhl nižšího skóre než zbylé intervence, čímž se potenciálně dostává do pozice nejvyšší efektivitě, ač statisticky nevýznamné (McKay et al., 2020).

Efektivita tohoto komplexního přístupu k silovému tréninku je v souladu konceptem klinického managementu prezentovaného Geislerem (2021), který na podkladě revize literatury zabývající se posilováním svalů kyčelního kloubu v prevenci dynamického valgózního postavení kolene provedeného Fordem et al. (2015) shledává racionální teoretický rámec pro posilování svalů kyčelního kloubu nejprve v otevřeném kinematickém řetězci, dále s progresí do kontrolovaného cvičení v opoře (uzavřeném kinematickém řetězci) a následně do funkčního cvičení. Takovýto způsob progresse silového tréninku má zajistit zlepšení neuromuskulární koordinace, vytrvalosti a síly abduktorů a zevních rotátorů kyčelního kloubu a tím snížit bolest a zlepšit funkci DK (Geisler, 2021). Specificita, resp. „posilování“/upevňování konkrétních pohybových stereotypů jsou klíčové. Pouhé zvyšování svalové síly abduktorů kyčelního kloubu nedocílí korekce abnormální biomechaniky běhu, resp. eliminace dynamického valgózně-rotacího driftu (Willy and Davis, 2011).

Dalším důvodem, kvůli kterému je vhodné cílit primárně na neuromuskulární koordinaci, je fakt, že tréninkem indukované zvýšení svalové síly se zpravidla pojí se zvýšením tuhosti šlach, z biomechanického hlediska představujících se svalem v sérii zapojené pružiny. Ačkoliv větší tuhost potenciálně způsobuje zvýšení kompresivních sil, kterými ITB působí v oblasti ELF na hustě vaskularizované tukového těleso, pomáhá spíše optimalizovat  $K_{\text{joint}}$  kolenního kloubu a tím jeho stabilizaci a funkci v běžecské technice (Friede et al., 2022, van Oeveren et al., 2021). Vyšetřením tuhosti ITB a do něj inzerujících svalů pomocí SWE však Friede et al. (2020) shledala její významné zvýšení v oblasti ELF v návaznosti na šestitýdenní multimodální

fyzioterapeutický program zahrnující silový trénink abduktorů a zevních rotátorů kyčelního kloubu. Navzdory zvýšení tuhosti ITB však bylo dosaženo odstranění symptomů ITBS (Friede et al., 2020).

Tyto výsledky, ač zatím ojedinělé, opět zpochybňují už tak rozporuplnou patogenezi ITBS i teoretický základ jeho terapie a recese symptomů.

Friede et al. (2022) tak shrnula, že kvůli nepodloženému předpokladu svalové dysbalance mezi GMed a TFL s následným zvýšeným napětím ITB, absenci schopnosti zvýšené svalové síly abduktorů korigovat abnormální biomechaniku běhu a se zvýšenou maximální svalovou silou se zvyšující tuhostí ITB by trénink svalů kyčelního kloubu měl být zaměřen na neuromuskulární koordinaci a silovou vytrvalost spíše než na maximální svalovou sílu. V prevenci nežádoucích důsledků zvýšení tuhosti ITB by měl být silový trénink dále doplněn o prostředky redukující svalový tonus, např. strečink, příp. techniky měkkých tkání, resp. myofasciální techniky.

### **2.4.3 Strečink**

Protahování, resp. jeho různé formy (statický strečink, PNF strečink, balistický strečink aj.), je doloženou metodou pro zvýšení flexibility a kloubního rozsahu pohybu, se kterou se dále pojí množství všeobecných zdravotních benefitů: zlepšení posturální stability a postury, zvýšení fyzického výkonu apod. (Freitas et al., 2017, Huberman, 2022).

V rámci komplexní konzervativní terapie ITBS je protahování doporučováno již v raných fázích rehabilitace, jelikož má snižovat napětí ITB a posléze i v oblasti ELF působící kompresivní síly – za tímto účelem je doporučován strečink v podobě lateroflexe trupu s addukcí stehna (Friede et al., 2022). Pro zvýšení rozsahu pohybu v kloubu se využívá výdrž v protažení po dobu 30 s (Bandy et al., 1997). Dále se jako klíčový parametr jeví i celková doba strávená v protažení napříč celým týdnem, kdy je doporučováno setrvat v protažení po dobu 5 min za 1 týden rozdělených do alespoň 5 samostatných cvičebních jednotek (Thomas et al., 2018), jelikož důležitou determinantou efektivity protahování je nejenom doba a intenzita, ale i frekvence (Huberman, 2022).

V krátkodobém časovém horizontu (méně než 8 týdnů) je zvýšení kloubního rozsahu pohybu a flexibility dáno primárně neurofyzilogickou adaptací vedoucí

k desenzitizaci a zvýšení tolerance k protažení (Medeiros a Martini, 2018). Změny tuhosti svalů a šlach, příp. svalové architektiky nejsou jako důsledek protahování v krátkodobém časovém horizontu pozorovány, a tak lze pozitivní efekt strečinku na ITBS (McKay et al., 2021) připisovat primárně výše zmíněným neurofyziologickým mechanismům (Medeiros a Martini, 2018), obdobně jako u technik měkkých tkání, příp. myofasciální terapie. Jelikož je pozorováno, že ihned po protahování je výrazně snižena neuromuskulární aktivita (měřená pomocí EMG), strečink může mít příznivý vliv na svalovou relaxaci a posléze i na napětí ITB v tahu, dosáhne-li snížení tonu do něj inzerujících svalů (Friede et al., 2022).

Intermitentní intervence trávající po dobu rehabilitace ITBS se nejeví jako efektivní v elongaci a/nebo relaxaci měkkých tkání, a významnou redukcí kompresivních sil v oblasti ELF i přes symptomatickou úlevu tedy nelze očekávat. I přesto je ale vhodné statický strečink pro jeho potenciál redukovat svalový tonus do rehabilitace ITBS zařadit, a to zejm. v návaznosti na posilování svalů kyčelního kloubu (Friede et al., 2022).

#### **2.4.4 Running gait retraining jako konzervativní management ITBS**

*Running gait retraining* (RGR), tedy nácvik/přeučování běžecké techniky, spočívá v osvojení si nového běžeckého stylu, jež bude mít potenciálně pozitivní vliv v podobě odstranění symptomů RRI, zvýšení výkonu a/nebo obojího; značí implementaci jakékoliv nové strategie nebo vodítka (*cue, cueing*) s cílem změnit běžeckou techniku. Jak bylo nastíněno v předchozích kapitolách, běžecký styl/technika, charakterizovaná souhrou rozmanitých biomechanických proměnných, resp. spatiotemporálních, kinematických, kinetických a neuromuskulárních faktorů, determinuje zatížení, jemuž je muskuloskeletální aparát, resp. konkrétní pohybové segmenty, v běhu exponován.

Mnohé z biomechanických parametrů běhu jsou předchozím výzkumem shledány jakožto modifikovatelné rizikové faktory pro rozvoj RRI. Mezi proměnné, na jejichž modifikaci se výzkum frekventovaně zaměřuje, patří addukce kyčelního kloubu, náklon trupu, rychlost působení vertikálního zatížení a především SF (Gaudette et al., 2022; Shubert et al. 2014; Heidersheit et al., 2011; Barton et al., 2016). Je tedy logické předpokládat, že manipulací hodnot těchto proměnných v rámci RGR



může být dosaženo změny zatížení jednotlivých pohybových segmentů, a modifikovat tak biomechanické rizikové faktory rozvoje RRI, a/nebo tuto metodu použít přímo jako terapeutický přístup u již vzniklého zranění, a to zvláště v případě, kdy samostatné zvýšení svalové síly není dostatečné k odstranění chybné biomechaniky běhu, resp. korekci pohybového stereotypu (Willy a Davis, 2011). Toto zjištění je v souladu s počítačovou analogií, ve které svalová síla představuje *hardware*, přičemž ale kvalita provedení pohybového stereotypu je daná správným uplatněním pohybového programu, resp. *software* (Davis, 2018; Véle, 2006).

Realizace RGR spočívá primárně v identifikaci biomechanické abnormality, která má přispívat k přetížení tkání a jež má být následným procesem reedukace ovlivněna – identifikace by měla být podložena kinetickou a kinematickou analýzou, ideálně 3D pohybovou analýzou, což může být jedním z důvodů obtížné přenositelnosti RGR do klinické praxe (Barton et al., 2016); přístrojová analýza dokumentující cílovou biomechanickou proměnnou má současně poskytovat vizuální (pohled do zrcadla), auditorní (metronom udávající SF) a/nebo verbální (slovní *cues*, např. „našlapujte měkce a tiše“) *feedback* facilitující změnu parametru sledované proměnné, resp. autokorekci pohybového stereotypu. V designu studií se využívá tzv. *faded biofeedback*, kdy dochází k postupné redukci externí zpětné vazby – progresivní omezování *feedback* má zabránit závislosti na zpětné vazbě při realizaci nově naučeného pohybového stereotypu (Gaudette et al., 2022).

Množství evidence ohledně RGR v modulaci symptomů je dostupné pro PFPS, při kterém v redukci bolesti a zlepšení funkce ústilo snížení addukce kyčelního kloubu ve stojné fázi krokového cyklu, zvýšení inklinace trupu, přechod od RFS k FFS, dosažený prostřednictvím zvýšení SF (Gaudette et al., 2022; Davis et al., 2020). Se zvýšením SF byl dále zaznamenán pokles v silách působících v patellofemorálním kloubu (Lenhart et al., 2014) a snížení množství energie absorbované kyčelním a kolenním kloubem v iniciálním kontaktu při zvýšení preferované SF o 5 % a 10 % (Heidersheit et al., 2011). V souladu s těmito zjištěními je systematický přehled a meta-analýza RGR provedené Doylem et al. (2022), ve kterých bylo shledáno, že nejlépe podložený je RGR založený na modifikaci SF, jehož prostřednictvím je dosaženo snížení SL, snížení maximální addukce kyčelního kloubu ve stojné fázi, zvýšení úhlu FS v iniciálním kontaktu (Doyle et al., 2022) aj.; přičemž mnohé z těchto proměnných

modifikují rizikové faktory dalších RRI (např. MTSS, plantární fasciitis, únavová zlomenina tibie, tendinopatie Achillovy šlachy atd.) (Gaudette et al., 2022). Výhodou modulace SF je dále možnost ji snadno pozvolna progresivně zvyšovat bez rizika skokové změny v běžecké technice, jež by mohla predisponovat k rozvoji rozdílného RRI, jako tomu může být v případě dichotomické změny z RRF na FFS (Goom, 2015). V momentě příliš vysokého nárůstu SF tak sice bylo pozorováno zlepšení patellofemorálního bolestivého syndromu, ale za cenu následků ve formě únavy/přetížení lýtkového svalstva a bolesti hlezenního kloubu. Kromě citlivých změn SF by tak měla být implementace nového běžeckého stylu doplněna o individuálně periodizovaný progresivní silový trénink oblastí nově exponovaných zvýšenému zatížení (Gaudette et al., 2022).

RGR v terapii RRI rozšiřuje tradiční přístupy, které na abnormální biomechaniku a neuromuskulární koordinaci cílí primárně adresováním insuficience svalové síly a flexibility. S ohledem na multifaktoriální příčiny RRI by RGR měl být součástí multimodálního přístupu v jejich léčbě (Gaudette et al., 2022).

Důsledkem v minulosti panujícího nedostatku výzkumu zabývajících se RGR u ITBS byla tato metoda doporučována na podkladě expertních názorů (Barton et al., 2016). V té době byla podložena pouze dvěma případovými studii (Allen, 2014; Hunter et al., 2014), jež dokládaly její příznivý dopad na klinický stav obou ve studiích figurujících participantek. Od té doby, jelikož přední představitelé na poli rehabilitace ITBS (Baker a Fredericson, 2016; Barton et al., 2016) vyzvedávali potenciál RGR jakožto efektivní konzervativní terapie, se v literatuře zabývajících se touto problematikou začala vyskytovat poptávka po studiích, jež by tuto hypotézu ověřily. Analýza těchto studií pomůže rozšířit hlavní proud literatury zabývajících se primárně manuálními technikami, posilováním a strečinkem o pojednání o *running gait retraining* v terapii ITBS a potenciálně přispěje k možnosti jeho klinické aplikace. Tyto studie budou předmětem analýzy tvořící následující práci.

### **3 CÍL A VÝZKUMNÁ OTÁZKA**

Na základě aktuálního stavu sledované problematiky, vlastních praktických zkušeností a zájmu o rozvoj na tomto poli byl vymezen níže uvedený cíl práce a formulována jedna výzkumná otázka.

#### **3.1 Cíl**

Cílem této práce je vyhodnotit, zda u běžců trpících syndromem iliotibiálního traktu vede unimodální intervence *running gait retraining* ke zlepšení symptomů tohoto běžeckého zranění z přetížení.

#### **3.2 Výzkumná otázka**

Vzhledem k výše vymezenému cíli byla stanovena jedna výzkumná otázka:

Je samostatně aplikovaná konzervativní terapeutická intervence *running gait retraining* efektivní v léčbě syndromu iliotibiálního traktu?

## 4 METODIKA

### Úkoly a postup práce

1. vyhledání a zpracování literárních zdrojů v souvislosti s danou problematikou,
2. stanovení metody výzkumu, cílů a položení výzkumné otázky diplomové práce,
3. stanovení vyhledávací strategie a kritérií pro ne/zahrnutí studií,
4. výběr studií dle stanovených kritérií,
5. extrakce a syntéza poznatků vybraných studií,
6. interpretace poznatků vybraných studií,
7. zodpovězení stanovené vědecké otázky.

### Vyhledávací strategie

Potenciální studie k zařazení byly vyhledávány v elektronických databázích Pubmed, SCOPUS, SPORTDiscus a Web of Science v období od prosince 2023 do ledna 2024 pomocí následujících klíčových slov, jejich kombinací a synonym: iliotibial band syndrome (iliotibial band friction syndrome / iliotibial band impingement syndrome / iliotibial band compression syndrome / ITBS / ITBFS / ITBIS); gait, gait retraining; running, running retraining; treatment (therapy / intervention / approach / physiotherapy / rehabilitation); biomechanics (kinematics).

### Kritéria pro zahrnutí studií

*Typy, jazyk a datum publikace studií*

Do výzkumu byly zahrnuty randomizované kontrolované klinické studie, kohortové studie, studie případů-kontrol a případové studie publikované v anglickém, českém nebo slovenském jazyce před prosincem 2023.

## *Populace*

Do výzkumu byly zařazeny studie jejichž účastníky byli dospělí běžci mužského i ženského pohlaví trpící syndromem iliotibiálního traktu (bez omezení doby trvání obtíží), kteří v období před rozvinutím syndromu iliotibiálního traktu uběhli alespoň 20 km za týden a u kterých byl explicitně uveden způsob stanovení diagnózy.

## *Intervence*

Do výzkumu byly zahrnuty studie:

- jejichž předmětem byla unimodální konzervativní terapeutická intervence představovaná reedukací běžecké techniky prostřednictvím tzv. *running gait retraining*, při kterém byl použit kterýkoliv způsob zpětné vazby (vizuální, auditorní, haptický *feedback* aj.);
- intervence mohla zahrnovat modulaci spatiotemporálních proměnných běhu (např. rychlost, kadence, tempo, vzdálenost, čas aj.) a/nebo kinematických proměnných běhu (např. úhlové nastavení pohybových segmentů dolních končetin a trupu v sagitální, frontální a transverzální rovině, způsob došlapu aj.);
- prostředí, resp. povrch, na kterém intervence probíhala, nebude omezen – zahrnuty budou intervence v laboratorním i terénním prostředí;
- minimální ani maximální doba trvání intervence nebude omezena;
- intervence musí zahrnovat vstupní a alespoň jedno kontrolní, resp. výstupní měření alespoň jedné sledované biomechanické, klinické nebo výkonnostní proměnné.

## *Výstupní/hodnotící kritéria*

Zahrnuty budou studie:

- jejichž hodnotícím kritériem byla bolest (měřeno nástroji k hodnocení bolesti, např. vizuální analogová škála bolesti);

- biomechanické proměnné (např. SF, SL, úhlové nastavení kloubů dolních končetin aj.);
- subjektivní zlepšení funkce dolní končetiny, resp. výsledky hodnocené pacientem (*patient-reported outcomes*) (např. Lower Extremity Functional Scale, Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score aj.);
- návrat k asymptomatickému běhu; vzdálenost uběhnutá bez projevu symptomů; retence RGR.

### **Kritéria pro vyřazení studií**

Vyřazeny byly studie:

- jejichž účastníci nebyli běžci, ale jedinci, u nichž syndrom iliotibiálního traktu vznikl na podkladě jiné sportovní aktivity než běhu (např. cyklisté, veslaři, plavci aj.);
- u nichž bolesti laterálního aspektu kolenního kloubu vznikly z degenerativních příčin nebo u nichž se bolest laterálního aspektu kolenního kloubu rozvinula v důsledku akutního traumatu.

Vyřazeny byly studie:

- jejichž předmětem byla chirurgická nebo jiná invazivní terapeutická intervence, a to i za podmínek, že ji následovala konzervativní terapeutická intervence;
- zahrnující jinou konzervativní terapeutickou intervenci než RGR;
- zabývající se modifikací běžecké techniky pouze prostřednictvím změny obuvi, povrchu, náklonu, nebo rychlosti, které neposkytovaly instrukci k aktivní změně sledované biomechanické proměnné (kinematické, spatiotemporální);
- hodnotící přístupy umožňující současnou analgetickou a/nebo protizánětlivou farmakoterapii a/nebo fyzikální terapii, která může zkreslovat hodnotící kritéria zkoumané intervence – v akutní zánětlivé fázi tak pro symptomatickou terapii mohla být využita pouze

režimová opatření, tedy klidový režim a vyvarování se bolesti provokujícím pohybovým aktivitám;

- hodnotící multimodální terapeutické intervence ve spojení s RGR, zahrnující silový trénink, strečink, manuální terapii a/nebo jinou terapeutickou modalitu, pokud nebylo možno jasně vymezit efekt RGR (např. instrukce ke změně formy iniciálního kontaktu kombinovaná s posilováním abduktorů kyčelního kloubu, porovnávaná s pouhým posilováním abduktorů kyčelního kloubu).

### **Výběr studií**

U studií vyhledaných aplikováním stanovené strategie proběhl po deduplikaci screening názvů a abstraktů. Pro finální výběr byly následně přečteny plné texty studií, jež splnily podmínky pro zařazení.

Z vyhovujících a do výzkumu zařazených článků byly extrahovány cílové informace: v tabulce byla uvedena charakteristika studií (autor, rok publikace, design), specifikace souboru participantů (věk, pohlaví, informace o výkonnostní úrovni, informace o diagnóze aj.), intervence (popis aplikované terapeutické modality a způsob provedení intervence, celková doba trvání intervence, frekvence dílčích terapeutických jednotek aj.), výstupní/hodnotící kritérium/kritéria (bolest, hodnoty biomechanických proměnných, subjektivní hodnocení funkce dolní končetiny, příp. jiné) a klinické, resp. biomechanické výsledky.

Byla-li v zařazených studiích uvedena numerická data různých typů hodnot (např. vzdálenost uběhnutá bez bolesti před a po intervenci nebo vzdálenost uběhnutá za určité období před intervencí a po intervenci, příp. jiné), jejich změna byla sjednocena do formy procentuálního vyjádření.

Následně byla provedena kvantitativní a kvalitativní, resp. narativní syntéza poznatků.

## **Etická komise**

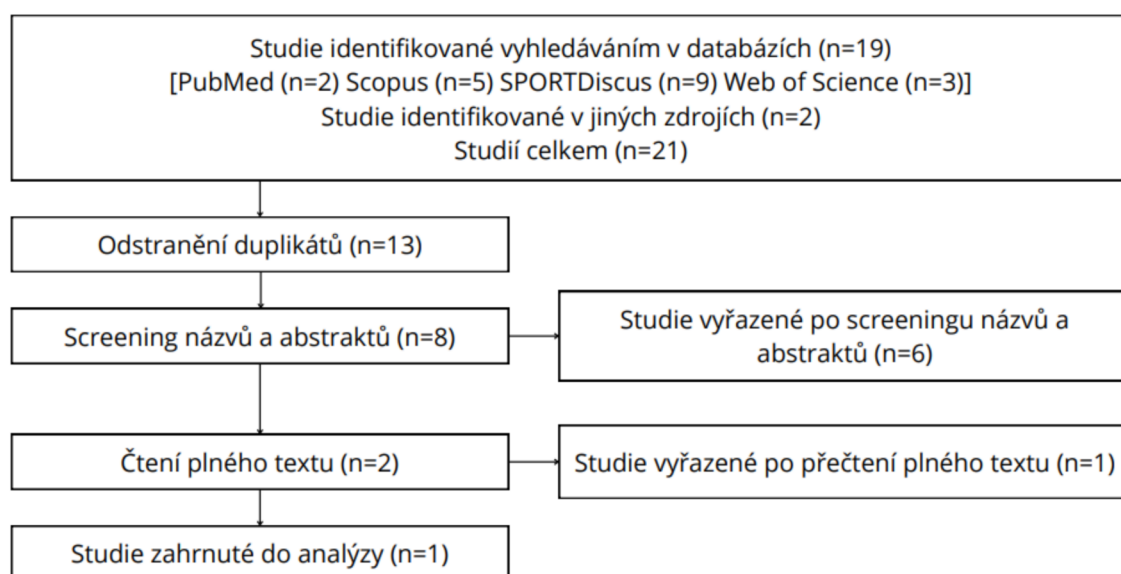
Diplomová práce má teoretický charakter a zabývá se literární rešerší. Nevztahuje se na ni nutnost žádat souhlasu etické komise k realizaci výzkumu.



## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Identifikace a výběr studií

Na základě systematické vyhledávací strategie bylo identifikováno 21 studií. Prostřednictvím softwaru Zotero bylo nejdříve odstraněno 13 duplikátů. Následně byly ve dvou fázích vyřazeny pro tuto práci irelevantní studie: primárně bylo na základě názvu a abstraktu odstraněno 6 studií pro nesplnění kritérií pro zahrnutí (nesplnění kritéria studie hodnotící klinickou efektivitu RGR jako terapeutické intervence); sekundárně, po analýze plných textů zbývajících 2 studií byla vyloučena 1 studie (nesplnění kritéria o unimodalitě terapeutické intervence – intervence mimo RGR, zde prostřednictvím manipulace SF [Allen, 2014], zahrnovala současně strečink a posilování dolních končetin a design studie neumožňoval oddělit Allenem dokumentovaný pozitivní klinický efekt RGR a zvýšení svalové síly abduktorů kyčelního kloubu). Pro finální analýzu byla zahrnuta 1 studie: experimentální případová studie (Hunter et al., 2014). Proces identifikace a výběru studií dokládá flow diagram (Obrázek 1).



Obrázek 1 - Flow diagram (vlastní tvorba)

## 5.2 Charakteristika studie

K analýze byla zařazena jedna studie: experimentální případová studie, jejímž předmětem byla korekce biomechaniky běhu, snížení bolesti v oblasti ELF a zlepšení funkce DKK při běhu prostřednictvím RGR u pacientky ženského pohlaví trpící syndromem iliotibiálního traktu (Hunter et al., 2014).

Stručnou charakteristiku této relevantní studie dokládá následující tabulka (Tabulka 1).

Tabulka 1 - Charakteristika zařazené studie

Autor, rok	Design studie	Populace	Intervence	Hodnotící kritéria	Sledování	Výsledky	Závěr
Hunter et al., 2014	Experimentální případová studie; A-B-A: A1: základní období před intervencí; B: období intervence; A2: období sledování po intervenci	n=1 žena, 38 let; rekreační běžkyně (10-30 km/týden před rozvinutím obtíží) (max. vzdálenost dosažená při rozvinutých obtížích 12 km); diagnóza na podkladě vyšetření fyzioterapeutem (jiné příčiny obtíží vyloučeny)	9 tréninkových jednotek RGR ve 4 týdnech zaměřených na korekci identifikovaných kinematických odchylek pánve a kolenního kloubu v transverzální rovině a nohy ve frontální rovině symptomatické dolní končetiny (1.-3. týden 2 tréninkové jednotky, 4. týden 3 tréninkové jednotky); Byl poskytován vizuální a auditorní feedback na úhel rotace pánve; Progrese: prodlužování doby běhu o 3 min každou tréninkovou jednotku do dosažení 30 min, <i>fading feedback</i> (tzv. <i>Fading-paradigm design of RGR</i> )	3D-kinematická analýza dolní končetiny v běhu; Bolest při běhu na verbální analogové škále (VAS); Funkce dolní končetiny při běhu dle Lower Extremity Functional Scale (LEFS)	1 měsíc	Snižování zevní rotace pánve (opačný než cílený výsledek); zlepšení úhlu progrese nohy po intervenci a po 1 měsíci sledování; Zlepšení bolesti při běhu o 50 % po intervenci a po 1 měsíci sledování; Zlepšení běžeckého času o 12,5 % po měsíci sledování; Zlepšení skóre LEFS o 8,75 % po intervenci a o 10 % po 1 měsíci sledování	RGR v reálném čase dosáhnul snížení bolesti při běhu, zlepšení funkce dolní končetiny při běhu a efektivně ovlivnil biomechanické odchylky od správné běžecké techniky v kinematice kolenního kloubu a nohy při běhu

Tato prospektivní případová studie hodnotila přístup v managementu ITBS představovaný tréninkovým programem RGR v reálném čase a jeho efekt na biomechaniku, bolest a funkci DK při běhu u běžkyně trpící ITBS.

Design studie byl třífázový model A1-B-A2, kde A1 představovalo fázi před zahájením intervence, B fázi probíhající intervence a A2 fázi sledování po ukončení intervence.

Účastnicí výzkumu byla žena, 38 let, s bolestí laterálního aspektu kolenního kloubu rozvíjející se při běhu. Vzdálenost uběhnutá za týden před rozvinutím obtíží byla 10–30 km, při rozvinutých obtížích vedla bolest k ukončení aktivity po uběhnutých 12 km v jedné tréninkové jednotce.

Diagnózu ITBS stanovil fyzioterapeut po odebrání anamnézy standardním vyšetřením zahrnujícím pozitivní nález Nobleova testu, dřep na jedné DK s pozitivním Trendelenburgovým příznakem, pozitivním nálezem v Thomasově testu v hodnocení flexibility a délky ITB. Pacientka nevykazovala podélné plochonoží; vyšetření bederní páteře, kyčelního kloubu a dalších asociovaných struktur kolenního kloubu bylo negativní. U pacientky byly vyloučeny chirurgické zákroky na dolní končetině, traumata dolní končetiny a neurologické poruchy spojené s muskuloskeletálními obtížemi. Pacientka vyloučila podstoupení jiné terapie jejich aktuálních symptomů.

Pacientka podstoupila vstupní 3D-pohybovou analýzu pohybového stereotypu běhu, při které byly zaznamenávány hodnoty kinematických parametrů pánve, kyčelního kloubu, kolenního kloubu a nohy (úhel progrese nohy) v 10 % stejné fáze krokového cyklu – pacientka vykazovala sníženou zevní rotaci pánve (příčemž rotaci kyčelního kloubu představuje relativní pohyb pánve vůči femuru; kyčelní kloub je tedy ve vnitřní rotaci při zevní rotaci pánve a naopak), zvýšenou zevní rotaci kolenního kloubu a zevně rotační úhel progrese nohy v porovnání s asymptomatickou končetinou. Jelikož existuje předpoklad proximálních faktorů v rozvoji zranění kolenního kloubu, byl úhel rotace pánve určen jako reprezentující etiologický faktor rozvoje ITBS a jako parametr, který bude monitorován, na který bude poskytován vizuální *feedback* a který má být tímto modifikován s potenciálním terapeutickým efektem.

RGR probíhal po iniciálním seznámení pacientky se systémem monitorování rotace pánve, kdy pacientka zjišťovala, jak vizualizace na před ní umístěném monitoru

reflektuje rotaci pánve vestoje, dále v chůzi a následně v běhu. Pacientka byla instruována, aby k modifikaci rotace pánve (tedy ke zvyšování rotace pánve) zkoušela využívat různé strategie: výzkumníkem navrhovaná verbální vodítka byla „ať směřuje koleno vpřed“, „ať směřuje špička vpřed“, „snižte švih paží“. Po 15min orientačním běhu byla pacientka schopna alternace rotace pánve, resp. udržování míry rotace pánve v regionu grafu představujícím normální rotaci pánve – RGR byl zahájen.

Tréninkové jednotky RGR představoval běh na běžeckém pásu, od 1. jednotky tvořené 10 min RGR byla progresivně zvyšována doba trvání na finálních 30 min při 7. jednotce RGR, 30 min trvání bylo zachováno po 2 zbývajících jednotky RGR. Každé jednotce RGR přecházelo rozcvičení 2min svižnou chůzí a každou jednotku RGR následovalo zklidnění 2min chůzí.

První 3 týdny intervence probíhaly 2 tréninkové jednotky RGR týdně, 4. týden intervence proběhly 3 tréninkové jednotky RGR. Po ukončení intervence byla pacientka instruována k běhu 3krát týdně po dobu 4 týdnů, k progresivnímu zvyšování doby běhu při současné implementaci nově získaného stereotypu běhu a k vedení tréninkového deníku.

Hodnotícími kritérii byly sledované parametry 3D-pohybové analýzy kinematických parametrů pánve, kyčelního kloubu, kolenního kloubu a nohy; funkce DK hodnocená prostřednictvím skóre v Lower Extremity Functional Scale (LEFS, 0–80 bodů), kdy minimální klinicky relevantní rozdíl ve skóre představovalo 9 bodů; bolest při běhu zaznamenávaná verbalizací závažnosti bolesti dle 10stupňové vizuální analogové škály.

Veškerá hodnotící kritéria byla podrobena statistické analýze, tímto byla vyčíslena velikost efektu intervence (*effect size*, ES) vyčíslená jako rozdíl hodnot získaných před intervencí (A1) a po intervenci (A2), kvantifikovaný standardní odchylkou (*standard-deviation*, SD).

Zaznamenány byly následující změny:

V rámci 3D-pohybové analýzy kinematických parametrů sledovaných pohybových segmentů DK v 10 % stejné fáze krokového cyklu došlo ke snížení zevní rotace pánve (navzdory záměru ji zvýšit) po intervenci a po 1 měsíci sledování; zevní rotace kolenního kloubu byla snížena po intervenci a po 1 měsíci sledování vykazoval kolenní kloub vnitřně rotační postavení; hodnoty úhlu progrese nohy byly sníženy po intervenci a po 1 měsíci sledování.

Bolest se z původního VAS skóre 5/10 na 25 min běhu, která nutila k přerušování aktivity snížila na skóre 0/10 již během závěrečného měření při B fázi intervence, bezbolestnost přetrvávala po intervenci i po 1 měsíci sledování a čas běhu bez bolesti se zvýšil o 12,5 %.

Během fáze A1 skóre LEFS dosahovalo 70/80 bodů, během fáze B skóre vzrostlo a po intervenci dosáhlo hodnoty 77/80 (8,75% zlepšení) a po 1 měsíci sledování 78/80, celkové zlepšení o 8 bodů, resp. o 10 % nedosáhlo stanoveného minimálního klinicky relevantního rozdílu 9 bodů. ES byl 3,5, což bylo interpretováno jako středně dobrý výsledek.

Dle výsledků z tréninkového deníku došlo ke zvýšení doby běhu za týden z 90 min/týden na konci intervence na 120 min/týden na konci 1 měsíce sledování, došlo ke 33,3% zvýšení doby běhu.

### 5.3 Zodpovězení výzkumné otázky

Cílem práce bylo vyhodnotit, zda u běžců trpících syndromem iliotibiálního traktu vede unimodální intervence *running gait retraining* ke zlepšení symptomů tohoto běžeckého zranění z přetížení – vzhledem k tomuto cíli byla stanovena jedna výzkumná otázka. Pro její zodpovězení byly na základě stanovených kritérií systematicky vyhledávány studie, identifikována a analyzována byla 1 experimentální případová studie.

Stanovená výzkumná otázka:

Je samostatně aplikovaná konzervativní terapeutická intervence *running gait retraining* efektivní v léčbě syndromu iliotibiálního traktu?

Odpověď na výzkumnou otázku:

Výsledky analyzované studie naznačují, že *running gait retraining* bez současného využití jiných terapeutických modalit může představovat efektivní terapeutický přístup v managementu syndromu iliotibiálního traktu, a to jak z krátkodobého hlediska (snížení bolesti, zlepšení funkce DK, ovlivnění kinematických parametrů již během intervence), tak z dlouhodobého hlediska (1 měsíc po ukončení intervence), kdy byla dokumentována retence nově naučené techniky běhu, který byl ve svém původním provedení bolest provokující a vykazoval charakter syndrom vyvolávajícího faktoru.

Z výsledků jedné případové studie nicméně nelze vyvodit závěr, který by bylo možné generalizovat a význam samostatně použitého *running gait retraining* v léčbě syndromu iliotibiálního traktu tak zůstává nejasný.

## 6 DISKUSE

Tato diplomová práce se formou systematického přehledu zabývala efektivitou samostatného využití *running gait retraining* v terapii syndromu iliotibiálního traktu. Jelikož však byla identifikována pouze jedna případová studie zabývající se touto problematikou, existuje pouze velmi limitovaná evidence o efektivitě unimodální intervence RGR v léčbě ITBS.

Syndrom iliotibiálního traktu je jedním z nejčastějších běžeckých zranění z přetížení (Taunton et al., 2002, Baker a Fredericson, 2016), v jehož terapii je využíváno mnoho konzervativních i chirurgických terapeutických přístupů. Evidence o jejich efektivitě je nekonzistentní a u mnohých modalit nedostatečná (Nguyen et al., 2023), s čímž se pojí i značná neúspěšnost terapie ve smyslu nekompletní eliminace symptomů, příp. rekurence obtíží. S cílem zhodnotit klinickou efektivitu RGR a tím rozšířit literaturu zabývající se konvenčními fyzioterapeutickými přístupy o další modalitu v léčbě syndromu iliotibiálního traktu byl vytvořen tento systematický přehled.

Bylo shledáno, že samostatně využitý RGR může představovat efektivní terapeutický přístup v managementu ITBS, avšak nedostatek literatury zabývající se tímto tématem nedovoluje výsledky generalizovat, příp. v této formě přenést do klinické praxe.



## 6.1 Volba hodnocené terapeutické intervence

Jeden z předně využívaných terapeutických přístupů v léčbě ITBS představuje komplexní rehabilitační program vytvořený Bakerem a Fredericsonem (2016). Tato multimodální fyzioterapeutická intervence o několika fázích, zahrnující pasivní i aktivní modalitu, však v dnešní době vzrůstajícího počtu pacientů s muskuloskeletální bolestí rozličné etiologie (Blyth et al., 2019) může představovat větší než ve veřejném zdravotnictví splnitelné nároky. Ve chvíli, kdy je ekonomické fungování nestátního zdravotnického zařízení svázané se smlouvou o úhradě služeb zdravotní pojišťovnou, existuje riziko neproplacení veškerých vykázaných zdravotních výkonů, příp. nedostatku času na adekvátní terapii a závislost na vykázání výkonu předepsaného lékařem (Charvátová, 2021).

Proto existuje snaha zvýšit efektivitu klinické praxe využitím edukace pacienta, umožněním self-managementu vlastních muskuloskeletálních obtíží a snížením jeho závislosti na přítomnosti fyzioterapeuta po celou dobu rehabilitačního procesu (např. prostřednictvím digitalizace terapeutického cvičení [Di Cui et al., 2023; Alt et al., 2023]). Unimodální terapeutické intervence zprostředkovávající efekt na specifickou cílovou proměnnou (Simões et al., 2015) vykazují výhodný poměr nákladů na léčbu a jejího efektu (Adjetey et al., 2023). U chronických muskuloskeletálních obtíží, mezi které RRI, konkrétně ITBS, nepochybně patří, může být unimodalita výhodou, protože facilituje dlouhodobou adherenci pacienta k rehabilitačnímu procesu, která musí být zajištěna pro doručení kýženého efektu (McLean et al., 2010), a to zvláště ve chvíli, kdy terapeutickou intervencí představuje pohybová aktivita volby pacienta.

Bartlett et al. (2010) udávají, že požitok běžců z intervalového běhu vysoké intenzity je příjemnější než kontinuální běh o střední intenzitě, a vyvozují, že to může být faktor pozitivně ovlivňující adherenci k této pohybové aktivitě. Jelikož se intervalový běh o vysoké intenzitě pojí s většími dosaženými rychlostmi, a tedy i vyšší než preferovanou kadencí, je možné ho zohlednit jako možnou formu RGR. Zvyšování SF je totiž jednou z nejnákladnějších dosažitelných modifikací běžecké techniky, které jsou s okamžitým efektem na biomechanické parametry běhu

a pozitivním vlivem na klinické výstupy některých RRI u této modality využívány (Barton et al, 2016).

Další facilitátor adherence k terapii ITBS představované RGR je vnímání aerobní fyzické aktivity jakožto způsobu, kterým lze zvýšit toleranci bolesti, resp. redukovat periferní senzitivizaci u jedinců s muskuloskeletální bolestí a tím snížit disabilitu a zvýšit kvalitu života (Tan et al., 2022). Aerobní aktivita je ve smyslu zvyšování prahu bolesti efektivnější než silový trénink (Paraskevopoulos et al., 2021), a protože i ve světle zjištění Willyho a Davisové (2011) není zvýšení síly abduktorů kyčelního kloubu posilováním přenášeno do změny běžecké techniky, je možno upřednostňovat RGR před tak často preferovaným silovým tréninkem. Zvýšení tolerance bolesti dosažené aerobní fyzickou aktivitou lze dále zvyšovat v kombinaci s *pain neuroscience education*, pomocí kterého bylo dosaženo v krátkodobém horizontu snížení bolesti, disability, kineziofobie a katastrofizace bolesti (Siddall et al., 2022). Díky tomuto lze aplikovat RGR i přes mírnou bolest, u které bylo prokázáno, že nenarušuje efekt rehabilitace (Silbernagel et al., 2007), a jejíž snižování lze využívat pro monitorování progresu intervence, což opět zvyšuje komplianci vůči RGR (Heidersheit, 2011).

Výhodu využití RGR jakožto unimodální terapeutické intervence je možné vnímat i ve světle celkových nákladů na zdravotní péči. Nízká kardiorespirační zdatnost a nedostatečná svalová síla se v populaci pojí se zvýšením nákladů na léčbu onemocnění spojených s těmito jevy (kardiovaskulární onemocnění, diabetes mellitus 2. typu, deprese, úzkostná porucha aj.). Běh zvyšuje nejenom kardiorespirační zdatnost, ale v kontextu RGR využívajícího zvýšení kadence, při které dochází k větší aktivitě GMax a GMed aj., v delším časovém horizontu i svalovou sílu. Z tohoto důvodu je co možná nejrychlejší návrat k běhu klíčový i ve smyslu zlepšování celkového zdravotního stavu populace a výhodný pro snižování nákladů na zdravotní péči při léčbě daných komorbidit (Chaput et al., 2023).

Dalším faktorem ve vztahu k nákladům na zdravotní péči je fakt, že nízká adherence k terapii vede k nutnosti péči vyhledat opakovaně kvůli rekurenci obtíží, čímž se výlohy opět zvyšují (Jack et al., 2010) – adresování biomechaniky běhu (suspektního etiologického faktoru) prostřednictvím RGR, tedy může eliminovat spouštěč obtíží a zamezit opětovnému rozvoji bolestivého syndromu.

Současně, jelikož jedinci v produktivním věku zpravidla vynechávají fyzioterapii kvůli jiným povinnostem (Kattan et al., 2023), může implementace terapeutické modality do tréninku fyzické kondice facilitovat komplianci a posléze i zlepšovat klinický výstup.

## 6.2 Hodnocení efektivity intervence Hunterové et al. (2014)

Pro zhodnocení efektivity RGR v terapii ITBS lze využít porovnání přístupu Allena (2014) a Hunterové et al. (2014). Srovnání těchto dvou experimentů je komplikované a výsledná výpovědní hodnota spekulativní, protože kromě výkonnostních úrovní sledovaných běžkyň (dle vzdálenosti uběhnuté za týden) byly rozdílné i další sledované proměnné – doba trvání běhu a vzdálenost do reprodukce symptomů, tempo běhu, které u jedné participantky nebylo uváděno ani zohledňováno v terapii, kumulativní vzdálenost uběhnutá za týden, hodnoty kinematických proměnných v sagitální, transverzální a frontální rovině aj. Kvantifikace efektu bez současného relevantního statistického hodnocení při porovnávání dat o pouhých dvou participantech jednotlivých případových studií odlišné metodiky nedovoluje vyvozovat jednoznačné závěry. Navzdory tomu lze tyto studie hodnotit v celkovém kontextu RGR a v rámci porovnání demonstrovat, jaký terapeutický potenciál RGR skýtá.

### 6.2.1 Proveditelnost a praktická realizace running gait retraining

Přístupy dvou výše zmíněných autorů lze porovnat v ohledu praktické realizace RGR., kdy Hunterovou et al. (2014) využitý protokol RGR vyžadoval sofistikované technologické zázemí – techniku pro 3D-pohybovou analýzu kinematických parametrů pro *feedback* v reálném čase, aparaturu pro vizualizaci rotace pánve při běhu apod.; zatímco Allen (2014) z technického vybavení vyžadoval pouze metronom využívaný k auditornímu *feedbacku* pro regulaci kadence kroku a v rámci kinematického rozboru pro něj byla dostačující video-analýza běhu.

Technologické zázemí však může být pro většinu běžců, trenérů a terapeutů limitující faktor a technika využívaná Hunterovou et al. (2014) může být nedostupná, příp. využitelná pouze na bázi jednorázové analýzy, resp. intervence. Nenákladné způsoby *feedbacku* (z nichž jeden byl využit i Allenem [2014]), konkrétně chytré hodinky, metronom, hudba, akcelerometr aj., jsou využitelné v dlouhodobém časovém horizontu, umožňují RGR v běžci přirozeném prostředí, čímž zvyšují pravděpodobnost compliance k intervenci, praktické využitelnosti a posléze retence nově nabytého pohybového vzoru (Dorst et al., 2023). Toto do určité míry demonstuje Allen (2014),

který hodnotil výstupy i po čtyřech měsících od intervence, zatímco Hunterová et al. (2014) pouze s odstupem jednoho měsíce.

Dalším nízkonákladovým zařízením využitelným v RGR je videokamera (chytrého telefonu) využívaná k dokumentaci běhu v sagitální rovině za účelem analýzy formy iniciálního kontaktu a díky provázanosti biomechanických proměnných běžeckého stylu (van Oeveren et al., 2021) i množství dalších. Videodokumentace je tedy sledována jako validní způsob dokumentace běžecké techniky k její další analýze (pro případnou intervenci) (Dorst et al., 2023; Esculier et al., 2018).

Vzhledem k výše zmíněnému tedy lze sledat realizaci RGR pomocí zvýšení SF (modulace spatiotemporálních parametrů běhu), bez potřeby sofistikovaného technického zázemí, efektivnější, resp. prakticky schůdnější než RGR prostřednictvím specifické modifikace kinematických proměnných.

### **6.2.2 Specificita intervence running gait retraining**

Ač nákladná a prakticky nesnadno využitelná, 3D-pohybová analýza kinematických parametrů běhu Hunterové et al. (2014) umožnila určit hodnoty úhlu rotace pánve, kyčelního a kolenního kloubu a úhlu progresu nohy, které následně cíleně ovlivňovala prostřednictvím RGR. S použitím predominantně vizuálního *feedbacku* na úhel rotace pánve dosáhla vysoké specificity intervence.

Jelikož ale dokumentovala iniciálně sníženou zevní rotaci pánve, resp. sníženou vnitřní rotaci kyčelního kloubu, kterou se prostřednictvím RGR pokoušela zvýšit; a zvýšenou zevní rotaci kolenního kloubu, kterou prostřednictvím dané intervence snížila na míru vnitřní rotace kolenního kloubu, tak tímto zásahem, dá se říci, zapříčiňovala rozvoj biomechanických rizikových faktorů ITBS (zvýšená addukce kyčelního kloubu a zvýšená vnitřní rotace kolenního kloubu [Noehren et al., 2007]). Navzdory tomu ale došlo ke klinickému zlepšení a na konci intervence byl iniciálně diagnostikovaný ITBS nepřítomný. Stejně tak byla ale nepřítomná i změna rotace pánve, k jejíž retenci, navzdory jejímu navození při probíhajícím RGR, u účastnice studie nedošlo. Odstranění symptomů tak nelze přičíst specifické změně kinematiky pánve v transverzální rovině, ale hypoteticky modifikaci rotability kolenního kloubu, příp. jiným než sledovaným proměnným.

V kontextu nekonzistentní evidence o konkrétních biomechanických atributech patogeneze ITBS a toho, že navození zmíněných údajně rizikových biomechanických faktorů nezapříčinilo opětovný rozvoj symptomů, lze polemizovat o tom, že klinický efekt mohlo přivodit zvýšení intersegmentální pohybové variability (Blyton et al., 2023). Vnesení opačných než iniciálně dokumentovaných pohybových komponent (snížení zevní rotace pánve, snížení zevní rotace kolenního kloubu, resp. dosažení vnitřní rotace kolenního kloubu a zvýšení zevně rotačního úhlu progresu nohy) tak potenciálně způsobilo rozdílné než předchozí zatížení pohybového aparátu, díky čemuž nedocházelo k repetitivnímu zatěžování stejných okrsků měkkých tkání v oblasti ELF, potenciálnímu generování únavy a rozvoji symptomů RSI (Blyton et al., 2023).

Intervenci prezentovanou Hunterovou et al. (2014) lze v tomto duchu vnímat jako zvyšující intersegmentální pohybovou variabilitu, avšak byla-li by úspěšná a kdyby doopravdy došlo k akvizici pohybového vzoru reprezentovaného změnou specifického kinematického parametru, dosažené velmi konkrétními *cues*, tak by mohla mít potenciálně opačný výsledek – tedy snížení intersegmentální pohybové variability.

To bylo popsáno např. Louwem a Dearym (2014), kteří u běžkyň po prodělaném ITBS a konvenční fyzioterapii představované především posilováním abduktorů kyčelního kloubu shledali přetrvávající kompenzaci primárně excesivní addukce kyčelního kloubu při běhu – výsledný, v průběhu třicetiminutového vyčerpávajícího běhu konzistentní úhel addukce kyčelního kloubu snižuje intersegmentální pohybovou variabilitu a tzv. *disturbance rejection*, tedy proměnlivost biomechanických parametrů DK za účelem zachování dané trajektorie běhu i při změnách zevních podmínek (Blyton et al., 2023; van Oeveren et al., 2021).

### **6.2.3 Neuromuskulární aktivita při running gait retraining**

Dále je možné na změny rotability pánve, resp. kinematiky segmentů DK hledět optikou neuromuskulární aktivity. Iniciálně sledovaná snížená zevní rotace pánve, resp. snížení vnitřní rotace kyčelního kloubu mohla být u pacientky sledované Hunterovou et al. (2014) daná zvýšeným napětím zevních rotátorů kyčelního kloubu, z nichž nejpotentnější je GMax, který, jelikož inzeruje svými vlákny do ITB, mohl generovat napětí, jež potenciálně zapříčinilo rozvoj symptomů ITBS.

Jinou příčinou mohlo být snížení vnitřní rotace kyčelního kloubu dané nikoliv koncentrickým zvýšením napětí GMax, ale sníženou aktivitou jeho vnitřních rotátorů (GMed), příp. adduktorů a mediálních hamstringů (*m. semitendinosus* *m. semimembranosus*) v opěrné fázi krokového cyklu (Dugan a Bhat, 2005). Aktivita zmíněných dvoukloubových svalů (semisvalů) mimo extenzi, addukci a vnitřní rotaci v kyčelním kloubu a flexi kolenního kloubu způsobuje i vnitřní rotaci tibie, jež se pojí s pronací nohy – tu lze v optimální míře asociovat s efektivní absorpcí GRF, avšak je-li excesivní, může představovat distální mechanismus rozvoje ITBS (Noehren et al., 2007). Jelikož ale z terminálně dokumentované vnitřní rotace kolenního kloubu symptomy nepramenily, mohla být spojená s optimalizací svalové aktivity a zlepšením funkce DK v momentu iniciálního kontaktu, příp. následujících okamžiků opěrné fáze krokového cyklu (Dugan a Bhat, 2005).

Faktor specifické neuromuskulární aktivity v běhu však Hunterová et al. (2014), soustředěná primárně na kinematiku pánve, v experimentu nezohledňuje a klinický efekt nelze jednoznačně přisoudit modalitě RGR v podobě, v jaké byla aplikována. Pro ozřejmění změn svalové aktivity v oblasti pánve, kyčelního a kolenního kloubu v běhu při RGR a k potenciálnímu přisouzení klinického efektu této proměnné by bylo výhodné využít měření elektrické aktivity svalu pomocí povrchové EMG.

#### **6.2.4 Multimodální intervence zahrnující running gait retraining**

Allen (2014) svalovou aktivitu v oblasti kyčelního kloubu zohlednil již výběrem způsobu RGR, tedy zvýšením SF, které lze přisoudit i zvýšenou aktivací GMax, GMed aj. (Chumanov et al, 2012), jejichž patologická aktivita může být součástí proximálních faktorů vzniku ITBS (Noehren et al., 2007). Jelikož ale Allen (2014) využil mimo RGR i posilování svalů kyčelního kloubu a dokumentoval zvýšení svalové síly jeho abduktorů, nelze efekt jednostranně přisoudit RGR.

Každopádně ale použitím multimodální intervence dosáhl významného nejenom klinického a biomechanického, ale i výkonnostního zlepšení, kdy pacientka, která před intervencí uběhla necelých 5 km do rozvinutí symptomů a nutnosti ukončit běh, po čtyřech měsících dosáhla vzdálenosti 21 km v jedné tréninkové jednotce bez projevu ITBS se současným nabytím pocitu celkové síly. Takto rozsáhlý pozitivní efekt jenom podporuje tvrzení, že RGR by měl být součástí komplexního

rehabilitačního programu v terapii RRI (Barton et al., 2016), nejenom izolovanou unimodální intervencí.

I když Willy a Davisová (2011) vyvrátili přenositelnost zvýšené svalové síly abduktorů kyčelního kloubu do běžecké techniky ve formě snížení jeho excesivní addukce, tak zvýšená svalová síla a s ní se pojící zvýšená neuromuskulární koordinace může vytvářet podmínky pro pozdější snazší dosažení změny běžeckého stylu v rámci RGR (Barton et al., 2016). Mimo to, Esculier et al. (2023) v nedávné studii doložil efekt silového tréninku běžců na snížení rizika rozvoje RRI: kvantifikoval ho jako 85% snížení pravděpodobnosti rozvoje RRI a o 57 dní delší časový horizont k rozvoji RRI u běžců podstupujících silových trénink v porovnání s kontrolní skupinou. To dokládá i Letafatkar et al. (2019), který docílil snížení incidence zranění u běžců aplikací kondičního tréninku o 32 % a aplikací kondičního tréninku společně s *feedbackem* na běžeckou techniku o 64,6 %.

Vrátíme-li se k hypotéze snížení rizika RSI zvýšením intersegmentální pohybové variability (Blyton et al., 2023), tak silový trénink a strečink mohou být modalitami, které (kromě adaptace tkání na zátěž) opět onu variabilitu do celkového pohybového projevu běžce vnášejí a umožňují mu optimalizovat zatížení jednotlivých pohybových segmentů.

Zároveň ale musí být variabilita pohybu umožněna – lze říci, že jejími bariérami a facilitátory se zabývá *constraint-based approach*, který současně podporuje multimodalitu intervencí v managementu muskuloskeletálních obtíží.

#### 6.2.4.1 Running gait retraining v kontextu constraint-based approach

*Constraint-based approach* (v rámci teorie dynamických systémů) tvrdí, že výsledný pohybový vzor vzniká působením *constraints* (omezení), která vylučují určité množství koordinačních alternativ a ponechávají několik kontextuálně přijatelných pohybových výstupů – tedy že probíhá *self-organisation under constraints* (limitovaná sebeorganizace). Hierarchicky uspořádané *constraints* (strukturální, funkční, environmentální a dané cílem pohybového úkonu), mezi kterými panují konkurenční i kooperační vztahy, omezují stupně volnosti pohybového systému, resp. usměrňují tvorbu vazeb mezi jeho jednotlivými komponentami, čímž určují způsob, jakým bude *task-oriented* (cílený) pohyb koordinován. Charakter těchto vazeb



a jejich množství je tak pod vlivem vnitřních i zevních podmínek – *constraints*, které formují pohyb tak, aby bylo dosaženo jeho cíle (Glazier, 2010, 2013).

V kontextu této teorie lze hledět i na RGR a na to, zda doopravdy existuje možnost jeho efektivní samostatné uplatnitelnosti v momentu, kdy kromě něj na systém působí nesčetné množství dalších, námi ani touto modalitou neovlivnitelných *constraints*.

Strukturální *constraints* jsou představovány pomalu proměnlivými, leč adaptabilními komponentami pohybového aparátu jako např. tělesná hmotnost, kompozice a výška, zastoupení různých typů svalových vláken, compliance nebo tuhost šlach apod. (Glazier, 2010). Tyto *constraints* jsou v kontextu RSI, resp. RRI vysoce relevantní, protože mohou později znemožňovat optimální uplatnění funkčních nebo cílem pohybového úkonu daných *constraints*.

Nedostatečná svalová síla abduktorů kyčelního kloubu v důsledku dlouhodobého neužívání v pohybovém vzoru kvůli poruše neuromuskulární koordinace může znemožnit jejich uplatnění v pohybovém vzoru, a to navzdory, že k tomu nabádají *cues*, a/nebo že byla dostatečně zvýšená SF tak, aby docházelo ke zvýšení aktivity v oblasti kyčelního kloubu při běhu (Chumanov et al, 2012); zvýšená compliance tkání DK, konkrétně Achillovy šlachy, může znemožnit snížení doby  $t_{stance}$  opěrné DK a tím i zvýšení SF, a posléze tak způsobit nárůst SL (Hunter et al., 2017), s následnými změnami v zatížení v oblasti kolenního a kyčelního kloubu důsledkem změny iniciálního kontaktu na RFS a rozvojem *overstriding* (van Oeveren et al., 2021), které se na kumulativní bázi pojí s RRI.

Funkční *constraints* a jejich vliv na výslednou sebeorganizaci jsou na rozdíl od strukturálních proměnlivé rychle – představuje je rozvoj únavy, emocionální stav, hladiny metabolitů, spotřeba kyslíku apod.

Hunter et al. (2017) na konkrétním případě *self-optimisation* (sebeoptimalizace) SL za účelem zvýšení ekonomiky běhu demonstroval, že i při stabilní SF dochází k přizpůsobení preferované SL ekonomické SL tak, aby byla minimalizovaná spotřeba kyslíku, a to zkušenými i nezkušenými běžci. Zároveň ale udává, že jestliže schopnost sebeoptimalizace spotřeby kyslíku prostřednictvím modulace SL mají obě skupiny běžců, tak klíčové determinanty tohoto procesu představují muskuloskeletální proměnné

(např. tuhost pružiny dolní končetiny ovlivňovaná svalovým tonem, elasticitou vazivových tkání, kloubní tuhostí aj.), nikoliv zkušenosti, příp. dovednosti (Hunter et al., 2017) – to úvahu opět stáčí ke strukturálním omezením, zejm. u zraněného běžce. U něj samostatně aplikovaný RGR nemusí být ideální terapeutický přístup, protože specifické strukturální *constraints* (lokální svalová hypotrofie a/nebo deficit flexibility, elasticity vazivových tkání aj.) neumožní realizaci pohybového vzoru v kýženém provedení, protože poskytované *cues* a na úkol orientované *constraints* (např. udržování konkrétní SF navzdory rozvíjející se únavě, míra rotace pánve během opěrné fáze krokového cyklu apod.) nebudou v hierarchii *constraints* prioritní. Běžec se proto uchýlí k realizaci pohybového vzoru, který bude aktuálně koordináčně a ekonomicky výhodný, z dlouhodobého hlediska ale upevňující strukturální i funkční limity.

Tyto strukturálně-funkční *constraints* mohly být příčinou toho, že RGR realizovaný Hunterovou et al. (2014) nevedl mimo laboratorně probíhající intervenci k retenci zvýšení zevní rotace pánve, a naopak kinematický efekt intervence realizované Allenem et al. (2014), zahrnující mimo jiné i posilování abduktorů kyčelního kloubů ústící ve zvýšení jejich svalové síly, přetrval.

Adaptabilitu funkčních *constraints* potvrzují i zjištění Sackeyho (2019), který prostřednictvím vytrvalostního tréninku běžců docílil toho, že se v rámci unavujícího běhu neuchylovali v rámci sebeoptimalizace ekonomiky běhu k prodloužení SL a  $t_{stance}$ , naopak došlo k redukci těchto hodnot a zvýšení SF, které se zejm. u netrénovaných jedinců pojí s nárůstem spotřeby kyslíku (Hunter et al., 2017).

Na podkladě *constraint-based approach* tedy lze demonstrovat, že navzdory provázanosti biomechanických proměnných (van Oeveren et al., 2021) nemusí být ovlivnění jedné z nich prostřednictvím RGR v kontextu veškerých potenciálních *constraints* dostatečné pro usměrnění chování dynamického systému a že modifikace pouze jednoho biomechanického parametru (spatiotemporálního, kinetického, kinematického, neuromuskulárního) nemusí být prioritní pro specifické ovlivnění vazeb mezi komponentami pohybového aparátu s důsledkem modulace pohybového vzoru.

To je v souladu s tím, že Willy a Davisová (2011) neovlivnili mechaniku běhu navzdory zvýšení svalové síly abduktorů kyčelního kloubu a jejich uplatnění v pohybovém vzoru dřepu; že Hunterová et al. (2014) nedocílila kýžené změny rotability pánve mimo laboratorní prostředí; že Allen (2014) naopak cílením na více proměnných pomocí multimodální intervence zvýšil svalovou sílu a neuromuskulární koordinaci v oblasti kyčelního kloubu a jejich zisk u běžkyně integroval do pohybového stereotypu běhu; že vytrvalostně trénovaní účastníci Stackeyho studie (2019) realizovali sebeoptimalizaci adaptivním způsobem, nikoliv pro RRI rizikovým prodloužením SL.

Z toho opět plyne, že pro dosažení udržitelné změny běžeckého stylu je potřeba aplikovat komplexní, každému běžci individualizovaný přístup, jehož součástí bude i RGR, nikoliv pouze ten, vyžaduje-li to situace. S tím se pojí i variabilní časový horizont rehabilitace, resp. počet a kompozice tréninkových jednotek u jednotlivých běžců – u jedince s množstvím bariér klinického a výkonnostního zlepšení (bolest, svalové oslabení, deficit flexibility a mobility, vnitřní motivace apod.) se může rekonvalescence prodloužit i na dobu měsíců, zatímco u některých jedinců bude významných změn dosaženo téměř vzápětí skrze minimalistickou unimodální intervenci (Barton et al., 2016).

### **6.2.5 ITBS jako tendinopatie – implikace pro terapii**

ITBS lze kvůli anatomickému rozlišení na ligamentózní a tendinózní část ITB klasifikovat jako tendinopatii (Ward et al., 2016, viz 1.2.3.1 Zdroj bolesti při ITBS) charakterizovanou lokální intermitentní/fázickou bolestí svázanou s pohybovou aktivitou, palpační citlivostí, poruchou funkce, snížením výkonu, zvýšením compliance šlachy, příp. lokálním otokem (Magnusson et al., 2010). Vnímání ITBS jako patologie šlachy má implikace v terapii, resp. vytváří rámeček, ve kterém lze z dalšího pohledu hodnotit použití RGR.

#### **6.2.5.1 Tkáňový přístup v terapii ITBS a periodizace RGR**

Budeme-li na ITBS jako tendinopatii hledět optikou tkáňové poruchy, tak lze díky experimentálnímu ozřejmení parametrů mechanického zatížení nutného k progresivní adaptaci šlachy (Magnusson et al., 2010) v jeho rehabilitaci s tímto cílem aplikovat konvenční modalitu progresivního silového tréninku zaměřeného na excentrickou svalovou kontrakci svalu příslušného postižené šlaše (Rio et al., 2016).

Magnusson et al. (2010) schematicky prezentoval časový horizont syntézy a degradace kolagenu šlachy v reakci na mechanické zatížení, od kterého se lze odvíjet v periodizaci tréninku. Ačkoliv po zatížení probíhá obojí, tak po dobu 24–36 h převažuje degradace kolagenu, až v časovém horizontu 36–72 h po zatížení převáží jeho syntéza – z toho se odvíjí nutnost dodržení časového rozestupu jednotlivých tréninkových jednotek, tak, aby k dalšímu zatížení nedošlo ve chvíli převažující degradace – to by posléze predisponovalo k rozvoji tendinopatie.

V tomto ohledu je frekvence tréninkových jednotek ob den, resp. 3krát týdně potenciálně optimální, je-li zde zahrnuté i graduální zvyšování zátěže (nárůst uběhnuté vzdálenosti, příp. intenzity např. formou změny náklonu povrchu – v případě ITBS běh z kopce) (Goom, 2013). Takový způsob zatěžování byl aplikován i v případě experimentu Hunterové et al. (2014), což podporuje tvrzení, že vhodná periodizace RGR je klíčová v rehabilitaci zranění, u něhož je jedním z mnoha rizikových faktorů tréninková chyba.

Dále se lze domnívat, že progresivní zvyšování zátěže působením korigovaného komplexního pohybového vzoru v rámci RGR a jeho efektivita v eliminaci bolesti umožnila adaptovat tendinózní část ITB a obnovit jeho biomechanické vlastnosti. V souladu s tímto předpokladem je zjištění Friede et al. (2020), že prostřednictvím komplexního rehabilitačního plánu ITBS bylo dosaženo zvýšení tuhosti ITB za současného snížení bolesti – toto je jev, který je všeobecně přítomný u jedinců v rekonvalescenci z tendinopatie, kde eliminace bolesti umožňuje zvyšovat mechanickou zátěž provokující kýženu strukturální adaptaci (Rio et al., 2016; Docking a Cook, 2019).

Současně je v rehabilitaci tendinopatie, mimo dodržení frekvence zatěžování postižené šlachy, kladen důraz na progresivní silový trénink, zaměřený zejm. na rozvoj svalové síly v excentrických svalových kontrakcích, jež umožní exponovat šlachu dostatečné mechanické zátěži provokující její hypertrofii. Toto ale experimentální protokol Hunterové et al. (2014) specificky nepojal, zatímco Allenův (2014) protokol ano (zvyšování svalové síly a neuromuskulární kontroly kolenního a kyčelního kloubu a pánve ve frontální a transverzální rovině sestupováním ze schůdku aj.).

Jelikož se však v běhu dostavuje významné excentrické přetížení (Dugan a Bhat, 2005), lze ho v určité formě považovat za modalitu přinášející dostatečný mechanický impulz využitelný pro tento druh adaptace – tuto formu může představovat běh o zvýšené SF, pojící se se zvýšenou aktivitou GMax, GMed a dalších svalů (Chumanov et al., 2012), v iniciálním kontaktu převážně excentrickou a v propulzi koncentrickou, a tedy potenciálně rozvíjející tuto kapacitu. V rámci běžeckého tréninku ale nelze jednoduše kontrolovat množství zátěžových cyklů, rychlost zatížení a deformace tkání (*strain rate*), a tak je využití běhu jako takového pro účely progresivního zatěžování svalů v excentrické svalové kontrakci komplikované, nepraktické a neodpovídá parametrům silového tréninku při tendinopatiích, které Rio et al. (2016) označila jako efektivní.

Proto je s ohledem na adaptaci svalové složky ve smyslu hypertrofie silový trénink schůdnějším řešením. Jelikož bylo shledáno, že pro dosažení svalové hypertrofie nepředstavuje klíčový parametr frekvence tréninkových jednotek, ale celkový objem zatížení, jemuž je sval vystaven, jedinec může v průběhu týdne nastavit počet tréninkových jednotek, v rámci kterých chce toto množství zátěže provokující adaptaci akumulovat (Shoenfeld et al., 2018). Díky tomu lze kombinovat silový trénink se zatěžováním šlachy (potenciálně prostřednictvím běhu v rámci RGR) v determinované frekvenci, aniž by byla narušena syntéza kolagenních vláken.

Optimální frekvence zatížení svalů příslušných ITB tedy mohla být klíčovým faktorem, determinujícím klinické zlepšení u běžkyně v experimentu Hunterové (2014) a zahrnutí silového tréninku a rozvoje neuromuskulární koordinace u Allena (2014) ústít v nadřazené výkonnostní výsledky.

#### 6.2.5.2 Running gait retraining jako modalita s prvky tendon neuroplastic training

Tendinopatie (Achillovy šlachy, patellární aj.) a z tohoto pohledu i ITBS je v mnohých případech rezistentní vůči konvenčním terapeutickým přístupům (Bolia et al., 2020), které lze popsat jako primárně tkáňové (Rio et al., 2016). Tyto, ač efektivní v adaptaci periferních tkání, resp. v docílení jejich hypertrofie, zlepšování biomechanických vlastností šlachy, svalu, celé DK apod., často nevykazují přetrvávající efekt v modulaci bolesti a trvalé optimalizaci funkce bez návratu obtíží (Rio et al., 2016).

Rio et al. (2016) rekurenci a/nebo přetrvávání symptomů tendinopatie navzdory hypertrofii periferních tkání přičítá změnám v řízení svalové aktivity na kortikální a kortikospinální úrovni, jež reguluje nábor motorických jednotek svalu příslušné šlachy a tím i její zatížení. Výsledkem této neuromuskulární a kortikální adaptace spojené s intermitentní bolestí je nerovnováha mezi excitační a inhibiční neuronální aktivitou, která zapříčiňuje narušení distribuce náboru motorických jednotek v čase a prostoru, dále rozvoj primárně protektivní pohybové strategie, jejímž účelem je redukce nociceptivní aferentace, eliminace dalšího potenciálního poškození tkání, zachování funkce a optimalizace výkonu (Rio et al., 2016).

Tato strategie, ač iniciálně adaptivní, má za následek snížení pohybové variability ústící v přetížení specifického regionu tkání a indikující omezenou schopnost centrální nervové soustavy koordinovat pohyb mimo tento nocicepci úzce definovaný rámec (Rio et al., 2016; Blyton et al., 2023). Mimo to, jak tvrdí *pain adaptation model*, způsobuje nociceptivní dráždění inhibici agonisty a snížení jeho silového výstupu – což je podloženo dokumentovaným 18,7% zvýšením svalové síly (vyjádřeným hodnotou MVIC) *m. quadriceps femoris* po sérii analgézii navozujících izometrických kontrakcí (Rio et al., 2016). *Pain adaptation model* se uplatňuje i v očekávané bolesti (Neige et al., 2018) – anticipace postupného rozvoje bolesti v regionu ELF po určité uběhnuté vzdálenosti při ITBS tak může způsobovat inhibici GMax a TFL, měnit mechaniku běhu a nutit k uplatnění protektivní pohybové strategie, která bude ve výsledku příčinou rozvoje bolesti v této oblasti.

Redukce nociceptivní aferentace z postižené oblasti, kortikospinální hyperexcitability a kortikální inhibice lze dosáhnout specifickou formou silového tréninku – tzv. *tendon neuroplastic training* (TNT) (Rio et al., 2016). Prostřednictvím tohoto typu odporového tréninku, jehož klíčovou komponentou je rytmus, resp. tempo udávající dobu zatížení v excentrické, izometrické a koncentrické svalové kontrakci, lze dosáhnout snížení nociceptivní aferentace a následně kontextuálně odpovídajícího náboru motorických jednotek, a tím i aplikace většího množství svalové síly. Důsledkem je optimalizace mechanického zatížení šlachy a stimulace adaptivní hypertrofie jejích nepoškozených okrsků (Rio et al., 2016).

Tento druh silového tréninku, při kterém je tempo externě udávané (*externally-paced*) (audиторní *cues* prostřednictvím metronomu; vizuální *cues*, kdy jedinec sladí

tempo pohybu, resp. dobu trvání excentrické, izometrické a koncentrické kontrakce se sledovanou předlohou) (společný prvek s RGR), je spojován s větší aktivitou kortikálních a subkortikálních oblastí spojených s řízením motorických funkcí, než ke které dochází při silovém tréninku, jehož tempo si jedinec udává sám (Rio et al., 2016). Přeneseme-li zjištění týkající se rehabilitace patellární tendinopatie na terapii ITBS, tak TNT zaměřený na svalovou aktivitu GMax, příp. TFL, může snížit jejich kortikální inhibici, optimalizovat napětí tendinózní části ITB (jejíž napětí Friede et al. [2020] před terapií dokumentovala jako snížené, což je v souladu s tvrzením o snížené tuhosti šlachy při tendinopatii) a výsledně zlepšit pohybovou funkci – běh.

Hypoteticky tedy, jelikož je podstatný podíl svalové aktivity v běhu excentrický (Dugan a Bhat, 2005) a klíčovou komponentou TNT je rytmus a *vizuomotorický tracking* (Rio et al., 2016), RGR prostřednictvím ovlivnění kadence metronomem (Allen, 2014) nebo přizpůsobováním formy běžecké techniky vizuálními *cues* (Hunter et al., 2014), může být efektivní v optimalizaci řízení aktivity GMax a TFL. Tímto způsobem regulovaná excentrická kontrakce, s efektivní distribucí náboru motorických jednotek v čase a prostoru, bude v momentu iniciálního kontaktu regulovat míru vnitřní rotace kyčelního kloubu bez nutnosti kompenzační strategie formou valgózního driftu femuru, resp. excesivní addukce kyčelního kloubu, přivádějící laterální aspekt kolenního kloubu do tzv. impingement zóny (Geisler, 2021). Tato hypotéza obhájí využití RGR, jehož nejvýznamnějším prvkem je *feedback* a auditorní nebo vizuální *cues*, v terapii ITBS, a to díky jeho potenciálním funkčním neuroplastickým účinkům, jichž může být dosaženo prostřednictvím *externally-paced* tréninku a/nebo tréninku s *vizuomotorickým trackingem*.

Vnesení neurofyziologických konceptů do primárně spíše biomechanicky zaměřeného RGR a zacílení na kortikospinální řízení svalové aktivity může být v budoucnu prvkem, jenž dosáhne efektivního využívání této modality v terapii RRI. Ačkoliv ne cíleně využité, mohly být neuroplastické prvky RGR využitého Allenem (2014) (rytmus) i Hunterovou (2014) (*vizuomotorický tracking*) jednou z příčin pozitivního efektu těchto dvou různých intervencí.

Mimo to vnímání tendinopatie jako původu bolesti při ITBS přenáší pozornost směrem k GMax a TFL, nikoliv primárně k GMed, management jehož síly a s tím i spojené neuromuskulární koordinace v oblasti pánve, kyčelního a kolenního kloubu

ve frontální rovině je častějším předmětem výzkumu i terapeutických intervencí, a který, jak se z literatury jeví, nemá dostatečný, resp. přetrvávající pozitivní efekt v léčbě ITBS u běžců.

#### **6.2.6 Analýza a ovlivňování běžecké techniky v různých anatomických rovinách**

Významným rozdílem bylo, že studie Hunterové et al. (2014) hodnotila a ovlivňovala parametry běžecké techniky v transverzální a frontální rovině, což je konzistentní s předpokladem, že v mechanismu vzniku ITBS hraje primární roli neuromuskulární dysfunkce v oblasti kyčelního kloubu způsobující excesivní femorální drift ve frontální a transverzální rovině (Geisler, 2021); zatímco Allen (2014) se soustředil primárně na rovinu sagitální. Vzhledem k vzájemné provázanosti spatiotemporálních, kinematických, kinetických a neuromuskulárních aspektů běhu, jak je popisuje např. van Oeveren et al. (2021), ale není chybné předpokládat, že ovlivnění SF a posléze typu iniciálního kontaktu, změny  $t_{\text{stance}}$ , míry retrakce švihové DK, ovlivnění *overstriding* a vzdálenosti iniciálního kontaktu od průmětu COM, tempa běhu a velikosti generovaných brzdných a propulzních sil atd. se odrazí i na neuromuskulární aktivitě v oblasti kyčelního kloubu ve zbývajících rovinách.

Vliv charakteru jevů v sagitální rovině – konkrétně typu iniciálního kontaktu – se tak odrazí na komplianci nohy, resp. její tuhosti, prostřednictvím změny míry pronace v opěrné fázi krokového cyklu a na rozsahu distoproximálně se šířících recipročních rotačních pohybů segmentů DK. Zvýšená míra pronace a tedy snížení tuhosti nohy tak resultuje dále v řetězci ve zvýšení anteverze pánve, ipsilaterální *shift*, elevaci a anteriorní rotaci pánve, resp. flexe, addukce a vnitřní rotace kyčelního kloubu (Dugan a Bhat, 2005). Mnohými autory využívaná a expertními názory hájená (Barton et al., 2016) modulace SF tak na podkladě těchto teoretických znalostí získává význam pro modifikaci symptomů, jejichž původ je daný neuromuskulární dysfunkcí v transverzální a frontální, nikoliv pouze v sagitální rovině.

#### **6.2.7 Hodnocení klinického efektu running gait retraining**

Ve věci klinického efektu RGR v léčbě ITBS lze obě studie, jež se tímto zabývají (Hunter et al., 2014; Allen, 2014), hodnotit jako srovnatelné, protože oba způsoby RGR dosáhly v časovém horizontu čtyř, resp. šesti týdnů eliminace bolesti při běhu a zlepšení skóre LEFS, přičemž u Allena ve sledovaném časovém období



dosáhlo skóre devítibodového zlepšení, zatímco u Hunterové rozdíl činil osm bodů (z max. 90 bodů dosažitelných v LEFS); v rámci sledovaného období však obě participantky dosáhly plného skóre. Jelikož se ale další studie RGR v léčbě syndromu iliotibiálního traktu nezabývají a hodnocení klinického efektu lze postavit pouze na těchto dvou případových studiích, nelze tato zjištění generalizovat.

Nedostatečná evidence ohledně klinického efektu RGR však nepanuje pouze na poli ITBS – schopnost RGR ovlivnit symptomy je limitovaně podložena pouze v terapii *anterior exertional lower leg syndrome* (AELLP) a PFPS (Breen et al., 2015; Diebal et al., 2012; Willy et al., 2011; Noehren et al., 2010), a to navzdory vzrůstajícímu množství důkazů o okamžitém biomechanickém efektu RGR u zdravé, resp. nezraněné populace, a využívání RGR experty na poli RRI jako terapeutické modality v léčbě plantární fasciopatie, tendinopatie Achillovy šlachy, mediálního tibiálního stresového syndromu, patellární tendinopatie, tendinopatie proximálních úponů hamstringů a gluteální tendinopatie (Barton et al., 2016).

Na poli ITBS a dalších zmíněných RRI tak převažuje snaha doložit souvislost mezi jednotlivými biomechanickými proměnnými a jejich kauzalitou ve věci rozvoje bolestivých syndromů (Meardon et al., 2012; Day a Gillette, 2019; Chen et al., 2023), nikoliv snaha aplikovat modalitu pro dosažení klinického efektu. Otázkou je, co je příčinou toho, že se informace v tomto odvětví experimentálně neověřují.

### **6.2.8 Nedostatečná vědecká evidence o running gait retraining**

Absence vědecké evidence a převažující aplikace domněnek podložených klinickými rozvahami terapeutů a trenérů na poli RGR (Barton et al., 2016) může být daná tím, že empiricky doložená efektivita této intervence je pro terapeuty dostačující a mimo akademické kruhy neprovokuje tendenci tuto modalitu experimentálně ověřovat – v důsledku toho množství dat o využití tohoto způsobu ovlivnění RRI neexistuje.

Nedostatek výzkumu na tomto poli může být dále způsoben absencí participantů výzkumů, kdy, jelikož není dostatečně podložený klinický efekt (resp. úleva od bolesti), mohou jedinci trpící bolestivým syndromem upřednostnit konvenční terapeutický přístup, o jehož pozitivním efektu panuje všeobecný konsensus. Navzdory tomu je ale nutné poznamenat, že tyto konvenční přístupy v ohledu redukce bolesti nemusí být efektivní a racionální základ pro použití např. strečinku v terapii ITBS chybí –

jsou dokonce doloženy i případy, kdy tato modalita bolesti dokonce exacerbuje; stejně tak je klinicky aplikovaná transverzální frikční masáž, jejíž použití v terapii je již obsolentní (Nguyen et al., 2023).

Výzkum a využívání RGR, zejm. v raných fázích rehabilitace, může být zavrhován kvůli bolesti a iritabilitě zranění, které současně narušují možnost implementace nového pohybového vzoru pro nociceptivní dráždění s následnou inhibicí agonisty (Friede et al., 2022; Barton et al., 2016; Rio et al., 2016) a obav, že bolest naruší výsledky terapie. To do určité míry vyvrací výsledky Silbernagelové et al. (2007), které doložily, že setrvání ve sportovní aktivitě navzdory minimální bolesti (3/10 na VAS) neúští v negativní efekt na výstup terapie tendinopatie Achillovy šlachy. Ve skutečnosti může být míra bolesti, a to zejm. v kontextu dosažené pohybové aktivity, vnímána jako klíčová zpětná vazba, na jejímž podkladě lze monitorovat proces rehabilitace, resp. zlepšování stavu (Barton et al., 2016).

Dalším faktorem, jenž může ovlivňovat výzkum RGR, je, že i u asymptomatické populace může akutní změna běžecké techniky ústít v dočasné snížení výkonu sportovce (ačkoliv z dlouhodobého hlediska má daná forma potenciál běžeckou ekonomiku a výkon zvýšit [van Oeveren et al., 2021]). Mimo to může provokovat rozvoj svalové únavy a bolesti, jak je doloženo u nevhodně aplikované změny iniciálního kontaktu. Špatná periodizace přechodu k FFS/MFS provokuje bolest a únavu plantárních flexorů, resp. zvyšuje zatížení, jemuž je vystavena Achillova šlacha, to vše s potenciálním rozvojem dysfunkce v této oblasti (Gaudette et al., 2022). Ani jeden z jevů, zejm. u profesionálních sportovců, nemusí být jedincem tolerován. V tomto smyslu se RGR provokující rozvoj jiného než terapeuticky ovlivňovaného RRI neslučuje s etickými předpoklady experimentální výzkumné činnosti. Těmto nežádoucím důsledkům RGR lze však předejít současným adresováním deficitu ve svalové síle, flexibilitě, kloubní mobilitě apod. (Barton et al., 2016; Gaudette et al., 2022), což opět upřednostňuje využití RGR v rámci komplexního rehabilitačního programu, nikoliv jako izolované intervence.

Mimo jiné je ověřování klinického efektu konkrétní formy běžecké techniky kontroverzní, protože její ideál je vysoce individuální pro každého jednotlivce a snaha přiblížit se domnělé šabloně může mít potenciálně negativní vliv – to může být demonstrováno např. i na výsledcích Hunterové et al. (2014), kde intervence přechodně

způsobila zatuhlost hrudní páteře. Dále může snaha terapeuticky ovlivnit běžeckou techniku zanedbat nepřehledné množství rozmanitých vnitřních (z nichž některé jsou nemodifikovatelné, např. anatomické předpoklady) i vnějších proměnných, resp. *constraints*, podílejících se buď na rozvoji RRI, nebo naopak na uplatnění protektivní pohybové strategie zabraňující závažnějšímu narušení systému.

## 7 ZÁVĚR

V současné literatuře převažují informace o kombinovaném použití tradičních konzervativních terapeutických postupů v léčbě syndromu iliotibiálního traktu (manuální terapie, silový trénink, strečink), jejichž klinická efektivita dle dostupných zdrojů není dostatečná, v důsledku čehož často dochází k rekurenci symptomů tohoto častého běžeckého zranění z přetížení. Proto bylo cílem této diplomové práce zhodnotit efektivitu *running gait retraining* a v případě pozitivních výsledků rozšířit konvenční přístupy v terapii tohoto bolestivého syndromu o další modalitu.

Navzdory snaze této práce doložit benefit unimodální terapeutické intervence představované *running gait retraining*, jenž je potenciálně nákladově efektivním řešením fyzioterapie RRI, které v momentu optimální edukace pacienta, správné volby typu *running gait retraining*, resp. *feedbacku* a *cues*, nenárokuje přítomnost fyzioterapeuta po celou dobu veškerých tréninkových jednotek a potenciálně ani speciální technické vybavení a zázemí, se komplexní přístup v terapii muskuloskeletálních obtíží spojených s běžeckými zraněními neustále jeví jako přínosnější.

I přesto, že v kontextu potenciálně vyšší compliance k samostatně využitě modalitě, a tedy jejího většího celkového efektu, lze současně dosáhnout dlouhodobě příznivého vlivu na danou diagnózu i na celkový zdravotní stav populace, současná množství i kvalitou limitovaná vědecká evidence neumožňuje prohlásit samostatně využitý *running gait retraining* v léčbě syndromu iliotibiálního traktu za jednoznačně efektivní terapeutický přístup.

Výsledky jedné analyzované případové studie splňující kritéria k zahrnutí do diplomové práce naznačují, že *running gait retraining* jako unimodální terapeutická intervence v léčbě syndromu iliotibiálního traktu může potenciálně představovat efektivní terapeutický přístup – tyto výsledky však s ohledem na nízkou úroveň evidence zahrnuté studie nelze řádně podložit ani generalizovat. Vzhledem k omezenému množství informací o účastnících studie (absence informace o době trvání obtíží, příp. rekurenci symptomů, tréninkové zkušenosti apod.) a monitorovaných a hodnocených proměnných (sledování pouze kinematických parametrů segmentů

dolních končetin ve frontální a transverzální rovině a bolesti), a při veškerých potenciálních faktorech rozvoje i rezoluce symptomů ITBS, tato studie poukazuje na značný potenciál k dalšímu výzkumu. Zohlednění nejenom biomechanických, ale i neurofyziologických korelátů bolestivého syndromu, svalové aktivity, resp. schopnosti aktivace, nikoliv pouze síly, relativního pohybu segmentů vůči sobě a tím i možných kompenzačních strategií aj., tak představuje pouze zlomek jevů, které lze v rámci budoucích experimentálních studií hodnotit.

Vyvstává tedy potřeba v budoucnu hodnotit klinickou efektivitu tohoto přístupu na podkladě experimentálních studií většího rozsahu (počtem participantů, množstvím monitorovaných proměnných atd.), resp. i vyšší metodologické kvality (randomizované kontrolované klinické studie).

Do té doby *running gait retraining* zůstává modalitou, kterou lze využívat ve spojitosti s dalšími terapeutickými intervencemi (silový trénink, strečink, manuální techniky aj.) za účelem zvýšení efektivity rehabilitačního procesu pacienta se syndromem iliotibiálního traktu.

## Reference

ADAMS, D.; POZZI, F.; WILLY, R. W.; CARROL, A. a ZENI, J. Altering cadence or vertical oscillation during running: Effects on running related injury factors. Online. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2018, roč. 13, č. 4, s. 633-642. ISSN 2159-2896. Dostupné z: <https://doi.org/10.26603/ijsppt20180633>. [cit. 2023-10-23].

ADJETEY, C.; KARNON, B.; FALCK, R. S.; BALASUBRAMANIAM, H.; BUSCHERT, K. et al. Cost-effectiveness of exercise versus multimodal interventions that include exercise to prevent falls among community-dwelling older adults: A systematic review and meta-analysis. Online. *Maturitas*. 2023, roč. 169, s. 16-31. ISSN 03785122. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2022.12.003>. [cit. 2024-01-24].

ALLEN, D. J. Treatment of Distal Iliotibial Band Syndrome in a Long Distance Runner with Gait Retraining Emphasizing Step Rate Manipulation. Online. *Int J Sports Phys Ther*. 2014, roč. 9, č. 2, s. 222-231. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4004127/>. [cit. 2023-12-01].

ALT, A.; LUOMAJOKI, H. a LUEDTKE, K. Which aspects facilitate the adherence of patients with low back pain to physiotherapy? A Delphi study. Online. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2023, roč. 24, č. 1, s. 1-12. ISSN 1471-2474. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12891-023-06724-z>. [cit. 2024-01-24].

ARELLANO, C. J. a KRAM, R. The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running. Online. *Journal of Biomechanics*. 2011, roč. 44, č. 7, s. 1291-1295. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.01.002>. [cit. 2023-11-05].

BAKER, R. L. a FREDERICSON, M. Iliotibial Band Syndrome in Runners. Online. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. 2016, roč. 27, č. 1, s. 53-77. ISSN 10479651. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.08.001>. [cit. 2023-11-24].

BAKER, R. L., R. B. SOUZA a M. FREDERICSON. Iliotibial Band Syndrome: Soft Tissue and Biomechanical Factors in Evaluation and Treatment. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. 2011, **3**(6), 550-561 [cit. 2023-08-30]. ISSN 19341482. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmrj.2011.01.002

BALACHANDAR, V., M. HAMPTON, O. RIAZ a S. WOODS. Iliotibial Band Friction Syndrome: A Systematic Review and Meta-analysis to evaluate lower-limb biomechanics and conservative treatment. *Muscle, Ligaments and Tendons Journal* [online]. 2019, **9**(2), 181-193 [cit. 2023-08-31]. Dostupné z: doi:10.32098/mltj.02.2019.05

BANDY, W. D.; IRION, J. M. a BRIGGLER, M. The Effect of Time and Frequency of Static Stretching on Flexibility of the Hamstring Muscles. Online. *Physical Therapy*. 1997, roč. 77, č. 10, s. 1090-1096. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/ptj/77.10.1090>. [cit. 2023-11-30].

BARTLETT, J. D.; CLOSE, G. L.; MACLAREN, D. P. M.; GREGSON, W.; DRUST, B. et al. High-intensity interval running is perceived to be more enjoyable than moderate-intensity continuous exercise: Implications for exercise adherence. Online. *Journal of Sports Sciences*. 2011, roč. 29, č. 6, s. 547-553. ISSN 0264-0414. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.545427>. [cit. 2024-01-24].

BARTON, C. J.; BONANNO, D. R.; CARR, J.; NEAL, B. S.; MALLIARAS, P. et al. Running retraining to treat lower limb injuries: a mixed-methods study of current evidence synthesised with expert opinion. Online. *British Journal of Sports Medicine*. 2016, roč. 50, č. 9, s. 513-526. ISSN 0306-3674. Dostupné z: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095278>. [cit. 2024-01-31].

BARTON, CH., N. COLLINS a K. CROSSLEY, ‚Ideal‘ Biomechanics with Movement. In: *Brukner & Khan's clinical sports medicine: injuries*. 5th. McGraw-Hill, 2017, s. 90-93. ISBN 9781760421663

BEALS, C. a D. FLANIGAN. A Review of Treatments for Iliotibial Band Syndrome in the Athletic Population. *Journal of Sports Medicine* [online]. 2013, **2013**, 1-6 [cit. 2023-09-04]. ISSN 2314-6176. Dostupné z: doi:10.1155/2013/367169

BEERS, A.; RYAN, M.; KASUBUCHI, Z.; FRASER, S. a TAUNTON, J. E. Effects of Multi-modal Physiotherapy, Including Hip Abductor Strengthening, in Patients with Iliotibial Band Friction Syndrome. Online. *Physiother Can.* 2008, roč. 60, č. 2, s. 180-188. ISSN 0300-0508. Dostupné z: <https://doi.org/10.3138/physio.60.2.180>. [cit. 2023-11-24].

BEHM, D. G. a WILKE, J. Do Self-Myofascial Release Devices Release Myofascia? Rolling Mechanisms: A Narrative Review. Online. *Sports Medicine.* 2019, roč. 49, č. 8, s. 1173-1181. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01149-y>. [cit. 2023-11-27].

BENCA, E., S. LISTABARTH, F. K. J. FLOCK, et al. Analysis of Running-Related Injuries: The Vienna Study. *Journal of Clinical Medicine* [online]. 2020, **9**(2), 1-17 [cit. 2023-08-29]. ISSN 2077-0383. Dostupné z: doi:10.3390/jcm9020438

BESOMI, M., M. MACLACHLAN, R. MELLOR, B. VICENZINO a P. W. HODGES. Tensor Fascia Latae Muscle Structure and Activation in Individuals With Lower Limb Musculoskeletal Conditions: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine* [online]. 2020, **50**(5), 965-985 [cit. 2023-09-01]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-019-01251-1

BLYTH, F. M.; BRIGGS, A. M.; SCHNEIDER, C. H.; HOY, D. G. a MARCH, L. M. The Global Burden of Musculoskeletal Pain-Where to From Here? Online. *American Journal of Public Health.* 2019, roč. 109, č. 1, s. 35-40. ISSN 0090-0036. Dostupné z: <https://doi.org/10.2105/AJPH.2018.304747>. [cit. 2024-01-24].

BLYTON, S. J., S. J. SNODGRASS, T. PIZZARI, S. M. BIRSE, A. D. LIKENS a S. EDWARDS. The impact of previous musculoskeletal injury on running gait variability: A systematic review. *Gait & Posture* [online]. 2023, **101**, 124-133 [cit. 2023-09-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2023.01.018

BOLIA, I. K., P. GAMMONS, D. J. SCHOLTEN, A. E. WEBER a B. R. WATERMAN. Operative Versus Nonoperative Management of Distal Iliotibial Band Syndrome-Where Do We Stand? A Systematic Review. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation* [online]. 2020, **2**(4), 399-415 [cit. 2023-09-03]. ISSN 2666061X. Dostupné z: doi:10.1016/j.asmr.2020.04.001



BREEN, D. T.; FOSTER, J.; FALVEY, E. a FRANKLIN-MILLER, A. Gait re-training to alleviate the symptoms of anterior exertional lower leg pain: a case series. Online. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. 2015, roč. 10, č. 1, s. 85-94. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25709867/>. [cit. 2024-01-29].

BRINDLE, R. A.; TAYLOR, J. E.; RAJEK, C.; WEISBROD, A. a FORD, K. R. Association Between Temporal Spatial Parameters and Overuse Injury History in Runners: A Systematic Review and Meta-analysis. Online. *Sports Medicine*. 2020, roč. 50, č. 2, s. 331-342. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01207-5>. [cit. 2023-10-17].

CAVAGNA, G. A. The landing-take-off asymmetry in human running. Online. *Journal of Experimental Biology*. 2006, roč. 209, č. 20, s. 4051-4060. ISSN 1477-9145. Dostupné z: <https://doi.org/10.1242/jeb.02344>. [cit. 2023-11-03].

CEYSSENS, L.; VANELDEREN, R.; BARTON, C.; MALLIARAS, P. a DINGENEN, B. Biomechanical Risk Factors Associated with Running-Related Injuries: A Systematic Review. Online. *Sports Medicine*. 2019, roč. 49, č. 7, s. 1095-1115. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01110-z>. [cit. 2023-10-17].

COOK, J a C PURDAM. Tendon overuse injury (tendinopathy). In: *Brukner & Khan's clinical sports medicine: injuries*. 5th. McGraw-Hill, 2017, s. 46-51. ISBN 9781760421663.

CRUELLS VIEIRA, E. L., E. Á. VIEIRA, R. TEIXEIRA DA SILVA, P. A. DOS SANTOS BERLFEIN, R. J. ABDALLA a M. COHEN. An Anatomic Study of the Iliotibial Tract. *Journal of Arthroscopic and Related Surgery* [online]. 2007, **23**(3), 269-274 [cit. 2023-08-30]. ISSN 07498063. Dostupné z: doi:10.1016/j.arthro.2006.11.019

CUI, D.; JANELA, D.; COSTA, F.; MOLINOS, M.; AREIAS, A. C. et al. Randomized-controlled trial assessing a digital care program versus conventional physiotherapy for chronic low back pain. Online. *Npj Digital Medicine*. 2023, roč. 6, č. 1. ISSN 2398-6352. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41746-023-00870-3>. [cit. 2024-01-24].

DAVIS, I. S.; TENFORDE, A. S.; NEAL, B. S.; ROPER, J. L. a WILLY, R. W. Gait Retraining as an Intervention for Patellofemoral Pain. Online. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*. 2020, roč. 13, č. 1, s. 103-114. ISSN 1935-9748. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s12178-020-09605-3>. [cit. 2023-11-07].

DAY, E. M. a GILLETTE, J. C. Acute Effects of Wedge Orthoses and Sex on Iliotibial Band Strain During Overground Running in Nonfatiguing Conditions. Online. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2019, roč. 49, č. 10, s. 743-750. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <https://doi.org/10.2519/jospt.2019.8837>. [cit. 2024-01-30].

DE ALMEIDA, M. O.; SARAGIOTTO, B. T.; YAMATO, T. P. a LOPES, A. D. Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners? Online. *Physical Therapy in Sport*. 2015, roč. 16, č. 1, s. 29-33. ISSN 1466853X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.02.005>. [cit. 2023-10-16].

DESAI, P.; JUNGMAHM, J.; BÖRJESSON, M.; KARLSSON, J. a GRAU, S. Effectiveness of an 18-week general strength and foam-rolling intervention on running-related injuries in recreational runners. Online. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2023, roč. 33, č. 5, s. 766-775. ISSN 0905-7188. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/sms.14313>. [cit. 2024-01-29].

DEVAN, M. R., L. S. PESCATELLO, P. FAGHRI a J. ANDERSON. A Prospective Study of Overuse Knee Injuries Among Female Athletes With Muscle Imbalances and Structural Abnormalities. *J Athl Train* [online]. 2004, **39**(3), 263-267 [cit. 2023-08-30]. 15496997. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC522150/>

DIEBAL, A. R.; GREGORY, R.; ALITZ, C. a GERBER, J. P. Forefoot Running Improves Pain and Disability Associated With Chronic Exertional Compartment Syndrome. Online. *The American Journal of Sports Medicine*. 2012, roč. 40, č. 5, s. 1060-1067. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/0363546512439182>. [cit. 2024-01-29].

DOCKING, S. I. a COOK, J. How do tendons adapt? Going beyond tissue responses to understand positive adaptation and pathology development: A narrative review. Online. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2019, roč. 19, č. 3, s. 300-310.

Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6737558/pdf/JMNI-19-300.pdf>. [cit. 2024-02-14].

DORST, L. M.; CIMONETTI, V.; CARDOSO, J. R.; MOURA, F. A. a BINI, R. R. Effectiveness of Lower-Cost Strategies for Running Gait Retraining: A Systematic Review. Online. *Applied Sciences*. 2023, roč. 13, č. 3, s. 1-18. ISSN 2076-3417. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/app13031376>. [cit. 2024-01-28].

DOYLE, E.; DOYLE, T. L. A.; BONACCI, J. a FULLER, J. T. The Effectiveness of Gait Retraining on Running Kinematics, Kinetics, Performance, Pain, and Injury in Distance Runners: A Systematic Review With Meta-analysis. Online. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2022, roč. 52, č. 4, s. 192-A5. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <https://doi.org/10.2519/jospt.2022.10585>. [cit. 2023-11-07].

DUGAN, S. A. a BHAT, K. P. Biomechanics and Analysis of Running Gait. Online. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. 2005, roč. 16, č. 3, s. 603-621. ISSN 10479651. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.007>. [cit. 2023-10-17].

ESCULIER, J.; SILVINI, T.; BOUYER, L. J. a ROY, J. Video-based assessment of foot strike pattern and step rate is valid and reliable in runners with patellofemoral pain. Online. *Physical Therapy in Sport*. 2018, roč. 29, s. 108-112. ISSN 1466853X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.11.003>. [cit. 2024-01-28].

FLATO, R., G. J. PASSANANTE, M. R. SKALSKI, D. B. PATEL, E. A. WHITE a G. R. MATCUK. The iliotibial tract: imaging, anatomy, injuries, and other pathology. *Skeletal Radiology* [online]. 2017, **46**(5), 605-622 [cit. 2023-08-30]. ISSN 0364-2348. Dostupné z: doi:10.1007/s00256-017-2604-y

FOCH, E. a C. E. MILNER. Influence of Previous Iliotibial Band Syndrome on Coordination Patterns and Coordination Variability in Female Runners. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 2019, 2019-10-1, **35**(5), 305-311 [cit. 2023-09-04]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.2018-0350

FOCH, E. a C. E. MILNER. The influence of iliotibial band syndrome history on running biomechanics examined via principal components analysis. *Journal of*

*Biomechanics* [online]. 2014, **47**(1), 81-86 [cit. 2023-09-01]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2013.10.008

FOCH, E., J. A. REINBOLT, S. ZHANG, E. C. FITZHUGH a C. E. MILNER. Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in women. *Gait & Posture* [online]. 2015, **41**(2), 706-710 [cit. 2023-09-01]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.01.031

FOLLAND, J. P.; ALLEN, S. J.; BLACK, M. I.; HANDSAKER, J. C. a FORRESTER, S. E. Running Technique is an Important Component of Running Economy and Performance. Online. *Appl Bionics Biomech*. 2017, roč. 49, č. 7, s. 1412-1423. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001245>. [cit. 2023-11-05].

FORRESTER, S. E. a TOWNEND, J. The effect of running velocity on footstrike angle – A curve-clustering approach. Online. *Gait & Posture*. 2015, roč. 41, č. 1, s. 26-32. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.08.004>. [cit. 2023-11-05].

FREDERICSON, M., C. L. COOKINGHAM, A. M. CHAUDHARI, B. C. DOWDELL, N. OESTREICHER a S. A. SAHRMANN. Hip Abductor Weakness in Distance Runners with Iliotibial Band Syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. 2000, **10**(3), 169-175 [cit. 2023-09-01]. ISSN 1050-642X. Dostupné z: doi:10.1097/00042752-200007000-00004

FREITAS, S. R.; MENDES, B.; LE SANT, G.; ANDRADE, R. J.; NORDEZ, A. et al. Can chronic stretching change the muscle-tendon mechanical properties? A review. Online. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2018, roč. 28, č. 3, s. 794-806. ISSN 0905-7188. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/sms.12957>. [cit. 2023-11-30].

FRIEDE, M. C., G. INNERHOFER, Ch. FINK, L. M. ALEGRE a R. CSAPO. Conservative treatment of iliotibial band syndrome in runners: Are we targeting the right goals? *Physical Therapy in Sport* [online]. 2022, **54**, 44-52 [cit. 2023-08-30]. ISSN 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2021.12.006

GAUDETTE, L. W.; BRADACH, M. M.; DE SOUZA JUNIOR, J. R.; HEIDERSCHEIT, B.; JOHNSON, C. D. et al. Clinical Application of Gait Retraining in the Injured Runner. Online. *Journal of Clinical Medicine*. 2022, roč. 11, č. 21, s. 1-14. ISSN 2077-0383. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/jcm11216497>. [cit. 2023-11-07].

GEISLER, P. R. Current Clinical Concepts: Synthesizing the Available Evidence for Improved Clinical Outcomes in Iliotibial Band Impingement Syndrome. *Journal of Athletic Training* [online]. 2021, 2021-08-01, 56(8), 805-815 [cit. 2023-08-30]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: doi:10.4085/1062-6050-548-19

GLAZIER, P. a MATTHEW, R. Self-organisation and constraints in sports performance. In: *Routledge Handbook of Sports Performance Analysis*. Routledge, 2013, s. 42-51. ISBN 978-0-415-67361-7.

GLAZIER, P. S. Game, Set and Match? Substantive Issues and Future Directions in Performance Analysis. Online. *Sports Medicine*. 2010, roč. 40, č. 8, s. 625-634. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <https://doi.org/10.2165/11534970-000000000-00000>. [cit. 2024-02-06].

GOOM, T. *Tendinopathy – the importance of staging and role of compression*. Online. 2013. Dostupné z: <https://www.running-physio.com/tendon-staging/>. [cit. 2024-02-07].

HEIDERSCHEIT, B. C.; CHUMANOV, E. S.; MICHALSKI, M. P.; WILLE, C. M. a RYAN, M. B. Effects of Step Rate Manipulation on Joint Mechanics during Running. Online. *Med Sci Sports Exerc*. 2011, roč. 43, č. 2, s. 296-302. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181ebedf4>. [cit. 2023-11-02].

HOLMES, J. C., A. L. PRUITB a N. J. WHALEN. Iliotibial band syndrome in cyclists. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1993, 21(3), 419-424 [cit. 2023-08-30]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/036354659302100316

HUBERMAN, A. *Stretching Protocols to Increase Flexibility and Support General Health*. Online. In: HUBERMAN, A. Huberman Lab. C2023. Dostupné

z: <https://www.hubermanlab.com/newsletter/stretching-protocols-to-increase-flexibility-and-support-general-health>. [cit. 2023-11-30].

HUNTER, I.; LEE, K.; WARD, J. a TRACY, J. Self-optimization of Stride Length Among Experienced and Inexperienced Runners. Online. *Int J Exerc Sci*. 2017, roč. 10, č. 3, s. 446–453. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5421982/>. [cit. 2024-02-06].

HUNTER, L.; LOUW, Q. A. a VAN NIEKERK, S.-M. Effect of Running Retraining on Pain, Function, and Lower-Extremity Biomechanics in a Female Runner With Iliotibial Band Syndrome. Online. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2014, roč. 23, č. 2, s. 145-157. ISSN 1056-6716. Dostupné z: <https://doi.org/10.1123/JSR.2013-0024>. [cit. 2023-12-01].

HUTCHINSON, M. Lateral knee pain. In: *Bruckner & Khan's clinical sports medicine: injuries*. 5th. McGraw-Hill, 2017, s. 805-816. ISBN 9781760421663.

CHAPUT, J.; JANSSEN, I.; SAMPASA-KANYINGA, H.; TOMKINSON, G. R. a LANG, J. J. Economic burden of low cardiorespiratory fitness in Canada. Online. *Preventive Medicine*. 2023, roč. 168, s. 1-6. ISSN 00917435. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ypmed.2023.107424>. [cit. 2024-01-24].

CHARVÁTOVÁ, G. *Podnikatelský plán pro vybudování nestátního zdravotnického zařízení poskytující léčebnou rehabilitaci a fyzioterapii*. Diplomová práce. Praha: Univerzita Karlova, 2021.

CHEN, S.; WANG, Y.; BING, F. a ZHANG, M. Effects of Running Speeds and Exhaustion on Iliotibial Band Strain during Running. Online. *Bioengineering*. 2023, roč. 10, č. 4, s. 1-9. ISSN 2306-5354. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/bioengineering10040417>. [cit. 2024-01-30].

CHUMANOV, E. S.; WILLE, C. M.; MICHALSKI, M. P. a HEIDERSCHEIT, B. C. Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. Online. *Gait & Posture*. 2012, roč. 36, č. 2, s. 231-235. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.023>. [cit. 2024-01-24].

INOUE, H., K. HARA, Y. ARAI, S. NAKAGAWA, H. KAN, M. HINO, H. FUJIWARA a T. KUBO. Outcome of Low-Invasive Local Split-Thickness

Lengthening for Iliotibial Band Friction Syndrome. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 2018, 2018-03-07, **39**(03), 232-236 [cit. 2023-09-03]. ISSN 0172-4622. Dostupné z: doi:10.1055/s-0043-122152

JACK, K.; MCLEAN, S. M.; MOFFETT, J. K. a GARDINER, E. Barriers to treatment adherence in physiotherapy outpatient clinics: A systematic review. Online. *Manual Therapy*. 2010, roč. 15, č. 3, s. 220-228. ISSN 1356689X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.math.2009.12.004>. [cit. 2024-01-24].

KAPLAN, E. B. The iliotibial tract; clinical and morphological significance. *The Journal of Bone & Joint Surgery* [online]. 1958, **40**(4), 817-832 [cit. 2023-08-30]. Dostupné z: [https://journals.lww.com/jbjsjournal/abstract/1958/40040/the\\_iliotibial\\_tract\\_clinical\\_and\\_morphological.6.aspx](https://journals.lww.com/jbjsjournal/abstract/1958/40040/the_iliotibial_tract_clinical_and_morphological.6.aspx)

KARSSSEN, J.G. D.; HABERLAND, M.; WISSE, M. a KIM, S. The optimal swing-leg retraction rate for running. Online. *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2011, s. 4000-4006. ISBN 978-1-61284-386-5. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/ICRA.2011.5980168>. [cit. 2023-11-05].

KATTAN, A. E.; ALHEMSI, H. B.; ALKHAWASHKI, A. M.; ALFADEL, F. B.; ALMOOSA, S. M. et al. Patient Compliance With Physical Therapy Following Orthopedic Surgery and Its Outcomes. Online. *Cureus*. 2023, roč. 15, č. 4. ISSN 2168-8184. Dostupné z: <https://doi.org/10.7759/cureus.37217>. [cit. 2024-01-24].

LARSON, P.; HIGGINS, E.; KAMINSKI, J.; DECKER, T.; PREBLE, J. et al. Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. Online. *Journal of Sports Sciences*. 2011, roč. 29, č. 15, s. 1665-1673. ISSN 0264-0414. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.610347>. [cit. 2023-10-16].

LENHART, R. L.; THELEN, D. G.; WILLE, C. M.; CHUMANOV, E. S. a HEIDERSCHEIT, B. C. Increasing Running Step Rate Reduces Patellofemoral Joint Forces. Online. *Med Sci Sports Exerc*. 2014, roč. 46, č. 3, s. 557-564. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a78c3a>. [cit. 2023-10-17].

LENHART, R. L.; THELEN, D. G.; WILLE, C. M.; CHUMANOV, E. S. a HEIDERSCHEIT, B. C. Increasing Running Step Rate Reduces Patellofemoral Joint Forces. Online. *Med Sci Sports Exerc.* 2014, roč. 46, č. 3, s. 557-564. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a78c3a>. [cit. 2023-11-06].

LETAFATKAR, A.; RABIEI, P.; FARIVAR, N. a ALAMOUTI, G. Long-term efficacy of conditioning training program combined with feedback on kinetics and kinematics in male runners. Online. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports.* 2020, roč. 30, č. 3, s. 429-441. ISSN 0905-7188. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/sms.13587>. [cit. 2024-01-29].

LIEBERMAN, D. E.; VENKADESAN, M.; WERBEL, W. A.; DAOUD, A. I.; D'ANDREA, S. et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. Online. *Nature.* 2010, roč. 463, č. 7280, s. 531-535. ISSN 0028-0836. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/nature08723>. [cit. 2023-11-05].

LIEBERMAN, D. E.; WARRENER, A. G.; WANG, J. a CASTILLO, E. R. Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force, hip torque, impact peak force and the metabolic cost of running in humans. Online. *Journal of Experimental Biology.* 2015, roč. 218, č. 21, s. 3406-3414. ISSN 1477-9145. Dostupné z: <https://doi.org/10.1242/jeb.125500>. [cit. 2023-11-05].

LOUW, M. a C. DEARY. The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners – A systematic review of the literature. *Physical Therapy in Sports* [online]. 2014, 1(15), 64-75 [cit. 2023-08-31]. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2013.07.002

MAGHROORI, R.; KARSHENAS, L. a KHOSRAWI, S. Shockwave Therapy Versus Dry Needling for the Management of Iliotibial Band Syndrome: A Randomized Clinical Trial. Online. *Galen Medical Journal.* 2021, roč. 10, s. 1-8. ISSN 2322-2379. Dostupné z: <https://doi.org/10.31661/gmj.v10i0.2174>. [cit. 2023-11-27].

MAGNUSSON, S. P.; LANGBERG, H. a KJAER, M. The pathogenesis of tendinopathy: balancing the response to loading. Online. *Nature Reviews*



*Rheumatology*. 2010, roč. 6, č. 5, s. 262-268. ISSN 1759-4790. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/nrrheum.2010.43>. [cit. 2024-02-14].

MCKAY, J.; MAFFULLI, N.; AICALE, R. a TAUNTON, J. Iliotibial band syndrome rehabilitation in female runners: a pilot randomized study. Online. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2020, roč. 15, č. 1, s. 1-8. ISSN 1749-799X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s13018-020-01713-7>. [cit. 2023-11-24].

MCLEAN, S. M.; BURTON, M.; BRADLEY, L. a LITTLEWOOD, C. Interventions for enhancing adherence with physiotherapy: A systematic review. Online. *Manual Therapy*. 2010, roč. 15, č. 6, s. 514-521. ISSN 1356689X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.math.2010.05.012>. [cit. 2024-01-24].

MEARDON, S. A.; CAMPBELL, S. a DERRICK, T. R. Step width alters iliotibial band strain during running. Online. *Sports Biomechanics*. 2012, roč. 11, č. 4, s. 464-472. ISSN 1476-3141. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/14763141.2012.699547>. [cit. 2024-01-30].

MESSIER, S. P., D. F. MARTIN, S. L. MIHALKO, et al. A 2-Year Prospective Cohort Study of Overuse Running Injuries: The Runners and Injury Longitudinal Study (TRAILS). *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2018, **46**(9), 2211-2221 [cit. 2023-08-29]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/0363546518773755

MICCIO, S., A. BERARDI, M. TOFANI a G. GALEOTO. Conservative Rehabilitation Treatments of Iliotibial Band Syndrome: A Systematic Review. *Muscle Ligaments and Tendons Journal* [online]. 2021, **11**(01), 29-40 [cit. 2023-09-04]. ISSN 22404554. Dostupné z: doi:10.32098/mltj.01.2021.04

MICHELS, F., S. JAMBOU, M. ALLARD, V. BOUSQUET, P. COLOMBET a C. DE LAVIGNE. An arthroscopic technique to treat the iliotibial band syndrome. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2009, **17**(3), 233-236 [cit. 2023-09-03]. ISSN 0942-2056. Dostupné z: doi:10.1007/s00167-008-0660-5

MOORE, I. S. Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. Online. *Sports Medicine*. 2016, roč. 46, č. 6, s. 793-807. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0474-4>. [cit. 2023-10-17].

MOORE, I. S. *Running self-optimisation: Acute and Short-Term Adaptations to Running Mechanics and Running Economy*. Online, Disertace. University of Exeter: University of Exeter, 2013. Dostupné z: <https://ore.exeter.ac.uk/repository/bitstream/handle/10871/13622/MooreI.pdf?sequence=2&isAllowed=y>. [cit. 2023-11-03].

MOUSAVI, S. H., J. M. HIJMANS, R. RAJABI, R. DIERCKX, J. ZWERVER a H. VAN DER WOUPE. Kinematic risk factors for lower limb tendinopathy in distance runners: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture* [online]. 2019, **69**, 13-24 [cit. 2023-08-30]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2019.01.011

NEIGE, C.; MAVROMATIS, N.; GAGNÉ, M.; BOUYER, L. J. a MERCIER, C. Effect of movement-related pain on behaviour and corticospinal excitability changes associated with arm movement preparation. Online. *The Journal of Physiology*. 2018, roč. 596, č. 14, s. 2917-2929. ISSN 0022-3751. Dostupné z: <https://doi.org/10.1113/JP276011>. [cit. 2024-02-15].

NEMSCHAK, G. a M. L. PRETTERKLIEBER. The Patellar Arterial Supply via the Infrapatellar Fat Pad (of Hoffa): A Combined Anatomical and Angiographical Analysis. *Anatomy Research International* [online]. 2012, 2012-06-06, **2012**, 1-10 [cit. 2023-08-31]. ISSN 2090-2743. Dostupné z: doi:10.1155/2012/713838

NGUYEN, A. P., Ch. DETREMBLEUR a J. VAN CANT. Conservative treatment for iliotibial band syndrome: Are we facing a research gap? A scoping review of 98 studies with clinical perspectives. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2023, **62**, 25-31 [cit. 2023-08-30]. ISSN 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2023.05.002

Noble's test. *Physiotutors* [online]. Duivendrecht: Physiotutors, c2022 [cit. 2023-09-03]. Dostupné z: <https://www.physiotutors.com/wiki/nobles-test/>

NOEHREN, B., I. DAVIS a J. HAMILL. ASB Clinical Biomechanics Award Winner 2006. *Clinical Biomechanics* [online]. 2007, **22**(9), 951-956 [cit. 2023-08-30]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.07.001

NOEHREN, B.; SCHOLZ, J. a DAVIS, I. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. Online. *British Journal of Sports Medicine*. 2011, roč. 45, č. 9, s. 691-696. ISSN 0306-3674. Dostupné z: <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.069112>. [cit. 2024-01-29].

ÕUNPUU S. The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instr Course Lect*. 1990;39:305-18. PMID: 2335745.

ÕUNPUU, S. The Biomechanics Of Walking And Running. Online. *Clinics in Sports Medicine*. 1994, roč. 13, č. 4, s. 843-863. ISSN 02785919. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0278-5919\(20\)30289-1](https://doi.org/10.1016/S0278-5919(20)30289-1). [cit. 2023-10-16].

PARASKEVOPOULOS, E.; GIOFTSOS, G.; GEORGOUDIS, G. a PAPANDEOU, M. Perceived Barriers and Facilitators of Sports Rehabilitation Adherence in Injured Volleyball Athletes: A Qualitative Study From Greece. Online. *Journal of Clinical Sport Psychology*. 2023, roč. 17, č. 1, s. 86-105. ISSN 1932-9261. Dostupné z: <https://doi.org/10.1123/jcsp.2021-0040>. [cit. 2024-01-24].

PUERTO VALENCIA, L.; ARAMPATZIS, D.; BECK, H.; DREINHÖFER, K.; DRIESSLEIN, D. et al. RENaBack: low back pain patients in rehabilitation—study protocol for a multicenter, randomized controlled trial. Online. *Trials*. 2021, roč. 22, č. 1. ISSN 1745-6215. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s13063-021-05823-3>. [cit. 2024-01-24].

RENNE, J. W. The iliotibial band friction syndrome. *The Journal of Bone & Joint Surgery* [online]. 1975, **57**(8), 1110-1111 [cit. 2023-08-30]. Dostupné z: [https://journals.lww.com/jbjsjournal/citation/1975/57080/the\\_iliotibial\\_band\\_friction\\_syndrome.14.aspx](https://journals.lww.com/jbjsjournal/citation/1975/57080/the_iliotibial_band_friction_syndrome.14.aspx)

RUMBALL, J. S., C. M. LEBRUN, S. R. DI CIACCA a K. ORLANDO. Rowing Injuries. *Sports Medicine* [online]. 2005, **35**(6), 537-555 [cit. 2023-08-30]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200535060-00005

SACKEY, S. A. *The effects of an eight-week customised endurance-training programme on running kinematics and impact associated with fatigue in recreational runners*. Online, Disertace. Stellenbosch: Stellenbosch University, 2019. Dostupné z: <https://scholar.sun.ac.za/server/api/core/bitstreams/9f83a918-d715-4a3c-aec8-1951c0a4d049/content>. [cit. 2024-02-06].

SASAKI, K. a NEPTUNE, R. R. Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. Online. *Gait & Posture*. 2006, roč. 23, č. 3, s. 383-390. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.05.002>. [cit. 2023-10-17].

SHAMUS, J. a SHAMUS, E. The management of iliotibial band syndrome with a multifaceted approach: a double case report. Online. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. 2015, roč. 10, č. 3, s. 378-390. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4458926/>. [cit. 2023-11-24].

SCHOENFELD, B. J.; GRGIC, J. a KRIEGER, J. How many times per week should a muscle be trained to maximize muscle hypertrophy? A systematic review and meta-analysis of studies examining the effects of resistance training frequency. Online. *Journal of Sports Sciences*. 2019, roč. 37, č. 11, s. 1286-1295. ISSN 0264-0414. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1555906>. [cit. 2024-02-14].

SCHUBERT, A. G.; KEMPF, J. a HEIDERSCHEIT, B. C. Influence of Stride Frequency and Length on Running Mechanics. Online. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*. 2014, č. 3, s. 210-217. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1941738113508544>. [cit. 2023-10-17].

SIDDALL, B.; RAM, A.; JONES, M. D.; BOOTH, J.; PERRIMAN, D. et al. Short-term impact of combining pain neuroscience education with exercise for chronic musculoskeletal pain: a systematic review and meta-analysis. Online. *Pain*. 2022, roč. 163, č. 1, s. e20-e30. ISSN 0304-3959. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/j.pain.0000000000002308>. [cit. 2024-01-24].

SILBERNAGEL, K. G.; THOMEÉ, R.; ERIKSSON, B. I. a KARLSSON, J. Continued Sports Activity, Using a Pain-Monitoring Model, during Rehabilitation in Patients with Achilles Tendinopathy. Online. *The American Journal of Sports*

*Medicine*. 2007, roč. 35, č. 6, s. 897-906. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/0363546506298279>. [cit. 2024-01-30].

SIMÕES, M.; MOURA, P.; NASCIMENTO, M.; VARANDA, R. a POMPEU, J. Comparison between unimodal and multimodal Physical Therapy interventions in frailty: a systematic review. Online. *Brazilian Journal of Physical Activity and Health*. 2015, roč. 20, č. 5, s. 458-466. ISSN 2317-1634. Dostupné z: <https://doi.org/10.12820/rbafs.v.20n5p458>. [cit. 2024-01-24].

STEARNE, S. M.; ALDERSON, J. A.; GREEN, B. A.; DONNELLY, C. J. a RUBENSON, J. Joint Kinetics in Rearfoot versus Forefoot Running. Online. *Med Sci Sports Exerc*. 2014, roč. 46, č. 8, s. 1578-1587. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000254>. [cit. 2023-11-05].

STECCO, A., W. GILLIAR, R. HILL, B. FULLERTON a C. STECCO. The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2013, 17(4), 512-517 [cit. 2023-08-30]. ISSN 13608592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2013.04.004

STECCO, C. Fascia Lata and the Iliotibial Tract. In: *Functional Atlas of the Human Fascial System*. 2. Elsevier Health Sciences, 2014, s. 315-328. ISBN 978-0-7020-4430-4.

ŠUC, A., ŠARKO, P., PLEŠA, J. a KOZINC, Ž. Resistance Exercise for Improving Running Economy and Running Biomechanics and Decreasing Running-Related Injury Risk: A Narrative Review. Online. *Sports*. 2022, roč. 10, č. 7, s. 1-16. ISSN 2075-4663. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/sports10070098>. [cit. 2023-10-17].

TAN, L.; CICUTTINI, F. M.; FAIRLEY, J.; ROMERO, L.; ESTEE, M. et al. Does aerobic exercise effect pain sensitisation in individuals with musculoskeletal pain? A systematic review. Online. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2022, roč. 23, č. 1, s. 1-21. ISSN 1471-2474. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12891-022-05047-9>. [cit. 2024-01-24].

TAUNTON, J. E., et al. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2002, 36(2), 95-101 [cit. 2023-08-29]. ISSN 03063674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.36.2.95

THOMAS, E.; BIANCO, A.; PAOLI, A. a PALMA, A. The Relation Between Stretching Typology and Stretching Duration: The Effects on Range of Motion. Online. *International Journal of Sports Medicine*. 2018, roč. 39, č. 04, s. 243-254. ISSN 0172-4622. Dostupné z: <https://doi.org/10.1055/s-0044-101146>. [cit. 2023-11-30].

USHERWOOD, J. R. The muscle-mechanical compromise framework: Implications for the scaling of gait and posture. Online. *Journal of Human Kinetics*. 2016, roč. 52, č. 1, s. 107-114. ISSN 1899-7562. Dostupné z: <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0198>. [cit. 2023-11-05].

van Oeveren, B. T.; DE RUITER, C. J.; BEEK, P. J. a VAN DIEËN, J. H. The biomechanics of running and running styles: a synthesis. Online. *Sports Biomechanics*. 2021, s. 1-39. ISSN 1476-3141. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1873411>. [cit. 2023-10-17].

VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.

WALBRON, P., A. JACQUOT, J. GEOFFROY, F. SIRVEAUX a D. MOLÉ. Iliotibial band friction syndrome: An original technique of digastric release of the iliotibial band from Gerdy's tubercle. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* [online]. 2018, **104**(8), 1209-1213 [cit. 2023-09-03]. ISSN 18770568. Dostupné z: doi:10.1016/j.otsr.2018.08.013

WARD, E. R., G. ANDERSSON, L. J. BACKMAN a J. E. GAIDA. Fat pads adjacent to tendinopathy: more than a coincidence? *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2016, 2016-11-28, **50**(24), 1491-1492 [cit. 2023-08-31]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2016-096174

WECKSTRÖM, K. a SÖDERSTRÖM, J. Radial extracorporeal shockwave therapy compared with manual therapy in runners with iliotibial band syndrome. Online. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2016, roč. 29, č. 1, s. 161-170. ISSN 10538127. Dostupné z: <https://doi.org/10.3233/BMR-150612>. [cit. 2023-11-24].

WILLSON, J. D.; SHARPEE, R.; MEARDON, S. A. a KERNOZEK, T. W. Effects of step length on patellofemoral joint stress in female runners with and without patellofemoral pain. Online. *Clinical Biomechanics*. 2014, roč. 29, č. 3, s. 243-247. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.016>. [cit. 2023-10-17].

WILLWACHER, S., M. KURZ, J. ROBBIN, M. THELEN, J. HAMILL, L. KELLY a P. MAI. Running-Related Biomechanical Risk Factors for Overuse Injuries in Distance Runners: A Systematic Review Considering Injury Specificity and the Potentials for Future Research. *Sports Medicine* [online]. 2022, **52**(8), 1863-1877 [cit. 2023-09-03]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-022-01666-3

WILLY, R. W. a DAVIS, I. S. The Effect of a Hip-Strengthening Program on Mechanics During Running and During a Single-Leg Squat. Online. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011, roč. 41, č. 9, s. 625-632. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3470>. [cit. 2023-11-30].

WILLY, R. W.; SCHOLZ, J. P. a DAVIS, I. S. Mirror gait retraining for the treatment of patellofemoral pain in female runners. Online. *Clinical Biomechanics*. 2012, roč. 27, č. 10, s. 1045-1051. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.07.011>. [cit. 2024-01-29].

YOUNG, J. D.; SPENCE, A. a BEHM, D. G. Roller massage decreases spinal excitability to the soleus. Online. *Journal of Applied Physiology*. 2018, roč. 124, č. 4, s. 950-959. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00732.2017>. [cit. 2023-11-28].

ZEMADANIS, K. a BETSOS, T. Short-Term Effects of Mobilization-with-Movement (MWM) and Auto-MWM Application in Recreational Runners with Iliotibial Band Syndrome. Online. *International Journal of Physiotherapy*. 2017, roč. 4, č. 6, s. 327-334. ISSN 2348-8336. Dostupné z: <https://doi.org/10.15621/ijphy/2017/v4i6/163919>. [cit. 2023-11-27].

ZIMMERMANN, W.; LINSCHOTEN, C. a BEUTLER, A. Gait retraining as part of the treatment programme for soldiers with exercise-related leg pain: preliminary clinical experiences and retention. Online. *South African Journal of Sports*

*Medicine*. 2017, roč. 29, č. 1, s. 1-6. ISSN 2078-516X. Dostupné z: <https://doi.org/10.17159/2078-516X/2017/v29i0a1923>. [cit. 2023-11-05].